Vol.3, No.9, 21 December 2013

The Monthly Lecture Meeting
第 30 回 月例発表会

第３巻９号

同志社大学生命医科学部
医療情報システム研究室

Published by the Medical Information System Laboratory
of Doshisha University, Kyotanabe, Japan

Medical Information System Laboratory

The Monthly Lecture Meeting

Contents

fMRI を用いたマルチタスク時における脳活動と心理状態の検証

岡村 達也 . . . 1

脳神経線維のファントム作成と神経線維追跡手法の検討

森口 美紅 . . . 6

MRI データから得られる脳神経線維と fNIRS データにおける脳活性部位の同時 3D 描画システムの構築

大谷 俊介 . . . 19

異なる方略を用いたワーキングメモリ課題訓練における脳活動と白質形態の統合性の影響

小淵 将吾 . . . 24

リーディングスパンテスト課題時における fNIRS を用いた男女の脳機能検討

佐藤 之宏 . . . 34

fNIRS を用いた視聴覚刺激に対する脳の情報統合処理機構の考察

滝 謙一 . . . 38

簡易型 fNIRS を用いた意思伝達装置装置開発のための基礎検討

高本 哲弘 . . . 44

DeepLearning を用いた脳血流変化量による被験者の状態分類の基礎的検討

塙 賢哉 . . . 48

テクスチャ特徴による胃内視鏡画像の領域分割手法の検討

林沼 勝利 . . . 53

大腸腹腔鏡画像における腸間膜内走行血管の強調表示方法の基礎検討

佐々木 和幸 . . . 59

起床検知システムにおける識別手法の検討

佐藤 琢磨 . . . 65

fMRI を用いたマルチタスク時における脳活動と心理状態の検証

岡村 達也
Tatsuya OKAMURA

背景：情報化社会に伴い，同時に複数の情報を処理するような場面が増加している．

研究目的：fMRI を用いてより健康的な心理状態でタスクを処理する方法を提案できるシステムの開発を目指す．

発表の位置づけ：online letter matching 課題中の脳活動と，その課題に対する心理状態の関係を調査する．

方法：fMRI を用いて online letter matching 課題中の脳活動を計測し，その前後に POMS を行う．

結果：心理状態により脳活動に違いがみられたが，課題成績には違いはみられなかった．

1　はじめに

近年，様々なものにおける情報化が進み，処理しなければならない情報量は増加している．情報量の増加に伴い，同時に 2 つ以上の情報を処理しなければならない状況下に置かれることも多くある．これらマルチタスク状況下を強いられることが増加すると，ストレスの要因となる可能性が高くなる．そして慢性的にこのようなストレス状態であると，免疫力の低下などから心身症などの健康被害を受ける危険性があり，この発症報告は年々増加の傾向にある [1]．これは，ストレスに対して適切に対応出来ていないからであるが，自分がストレス状態にあるという自覚がない場合や，どのようにその状況に対応すればよいのかが分からないことに起因すると考えられる．また，ストレスには個人差があり，同じ状況下でも人によってストレスになる場合とならない場合がある．これらの状況から，個人においてストレス状態にあるかどうかを評価し，その個人ごとのストレスへの対処法を提案できる手法が求められている．

本研究では，非侵襲生体計測装置である fMRI（functional Magnetic Resonance Imaging）を用いて，タスクに対してより低ストレスな状態で対処するための方法を提案できるシステムの開発を目指す．そのための検討として，本稿では fMRI と気分を評価する質問紙法である POMS (Profile of Mood States)[2] を用いて，マルチタスク時の脳の活性領域と心理状態の変化の関係を調査する．この手法を用いることによって，同じ状況に対する個人による心理状態の違いとその時の脳活動を調査し，よりよい心理状態でタスクを処理する方法を検討する．

2　POMS

POMS は，気分を評価する質問紙法の 1 つとして McNair [3] [4] らにより米国で開発され，対象者が置かれた条件により変化する一時的な気分，感情の状態を測定できるという特徴を有している．個人の心理的特徴や性格傾向を評価するアセスメントには様々なものがあるが，個人が置かれる主観的な気分状態を多面的に評価出来るものはごくわずかであり，POMS は国内でも唯一の標準化されたテストとである [5]．気分の評価内容については，「緊張-不安（Tension-Anxiety）」「抑うつ-落込み（Depression-Dejection）」「怒り-敵意（Anger-Hostility）」「活気（Vigor）」「疲労（Fatigue）」「混乱（Confusion）」の 6 つの気分尺度を同時に評価することが可能である．主に，日本では精神障害の治療経過，職場でのスクリーニング，運動野リラクゼーション効果などの評価測定といった幅広い分野で応用されているテストとされる．評価方法として正規版と短縮版の 2 つがある．正規版は 65 項目の観点から気分について，「まったくなかった」（0 点），「すこしあった」（1 点），「まあまああった」（2 点），「かなりあった」（3 点），「非常に多くあった」（4 点）のいずれか 1 つを選択し回答する．短縮版では項目数を 30 に削減しながらも，正規版と同様の測定結果を提供することが出来る．項目数削減により記入時間が大幅に短縮でき，被験者の負担感も少ないので，短時間で変化する気分，感情の変化を測定することが可能である [2]．本実験においてはこの短縮版を使用した．

POMS は粗得点，または粗得点を T 得点に換算して評価する．T 得点は以下の式 (1) によって算出される．

$$T\text{ 得点} = 50 - 10 * (\text{粗得点} - \text{平均値})/\text{標準偏差} \quad (1)$$

なお，T 得点については既に実施された大規模な調査から，粗得点から T 得点を算出できる換算表があり [2]，今回はそれを用いて得点を算出した．

3 実験

3.1 実験目的

本実験では，マルチタスク時における脳活動の変化と心理状態の変化を調査することを目的とする．そのため，同時に別の情報を処理しなければならない online letter matching 課題時の脳活動を fMRI を用いて計測し，その前後で POMS を行い課題による実験後の心理状態の変化を調査した．

3.2 被験者

被験者は男性健常者 8 名，女性健常者 8 名（平均年齢 : 22 ± 1 歳，右利き 15 名，左利き 1 名）を対象とした．

3.3 実験環境

本実験では，MRI 装置は日立メディコ製の ECHELON Vega（1.5 T）を使用した．また，解答には Fig. 1 に示すボタンを用いた．画像撮像のパラメータを Table. 1 に示す．

Table. 1 スキャンパラメータ

パラメータ	値
スライス方向	Axial
TR [ms]	3000
TE [ms]	40
FOV [mm]	240
スライス厚 [mm]	6
スライス [枚]	18
Matrix Size	64*64

Fig. 1 解答用ボタン

3.4 実験設計

実験設計は先行研究 [6] を一部参考とした．本実験の流れを Fig. 2 に示す．

Fig. 2 実験デザイン

本実験はブロックデザインであり，ブロックは Rest，Delay，Multi の 3 種類で構成されている．Rest は 30[s] で，Delay と Multi はそれぞれ 84[s] である．Delay と Multi を交互に 2 回行い，その前後に Rest を行う．これを 1 セッションとし，合計 2 セッション行う．

各ブロックの概要を Fig. 3 に示す．Rest は「＋」マークを 30 秒間注視する．Delay は「tablet」の中から大文字，小文字を問わずランダムで画面に 1 文字提示される．提示された文字が大文字でかつ，1 つ前に提示された文字から TABLET の順番に従っているかどうかを○か×かで解答する．小文字が表記された場合は何も解答しない．Multi は Delay と同じ条件に加えて，さらに小文字のときも解答する．小文字が提示された場合は，まず最初に提示された小文字が「t」であるかどうかを○か×で解答する．そして，小文字が連続して提示された場合，小文字の 2 文字目以降は大文字と同様に，TABLET の順番に従っているかどうかを○

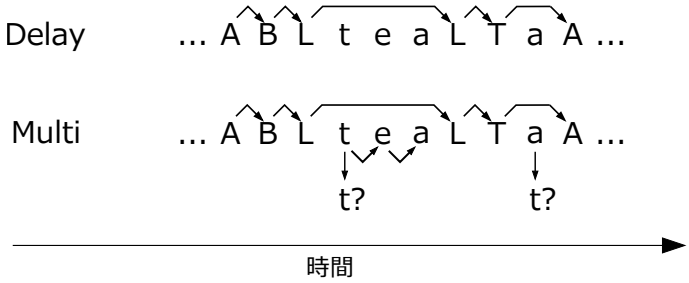


Fig. 3　タスク内容

か×で解答する．それぞれ文字は 0.5[s] 提示され，その後 2.5[s] 解答する時間がある．28 文字提示し，合計 84[s] で 1 ブロックとする．被験者には実験前に，出来るだけ間違えない範囲で早く解答するように指示し，2 セッション分練習を行った後実験を行った．また実験の前後に短縮版の POMS を実施した．

3.5　データ処理方法

データ処理は SPM8（Statistical Parametric Mapping）を用いて以下の手順で行った．まず，Realign で体動の補正を行う．次に Coregister で被験者の機能画像と解剖画像を合わせ，Normalise で MNI 標準脳座標系を用いて標準化を行う．最後に Smoothing で HWHM を 8［mm］とし，データの平滑化を行った．有意水準を 0.001 とし，t 検定を行った．また，以上の手順で個人解析を行った後，そのデータをもとに有意水準 0.001 で集団解析を行った．

4　実験結果

4.1　課題成績

Delay と Multi での画像が提示されてから解答するまでの反応時間のブロック毎の推移を Fig. 4 に示す．Fig. 4 は各ブロックにおける全被験者の反応時間の平均と標準偏差を示している．Delay より Multi における反応時間が常に大きくなった．

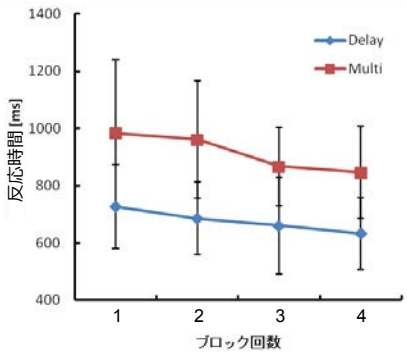


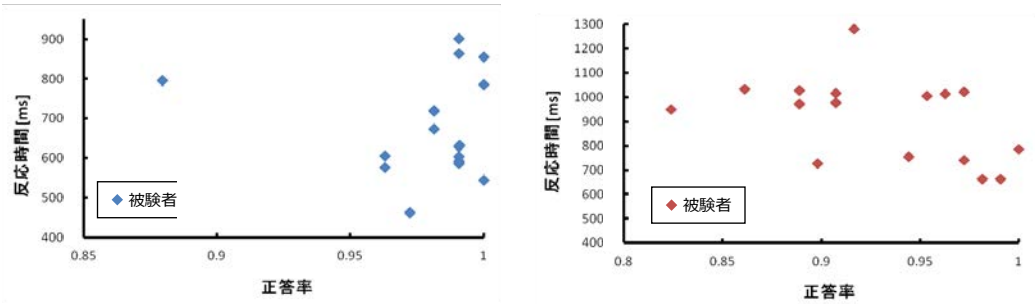
Fig. 4　反応時間の推移

また，各被験者について，Delay と Multi の平均反応時間を縦軸，正答率を横軸にした散布図を Fig. 5 に示す．Delay では，1 人の被験者を除けば反応時間と正答率の間に正の相関がみられた．Multi では，反応時間と正答率の間に負の相関がみられた．

4.2　POMS と賦活領域

実験前後に実施した各被験者の POMS の得点を,「活気」以外の 5 尺度を合計し，この合計から「活気」尺度得点を引いた値である TMD（Total Mood Disturbance）得点について検討を行った．TMD 得点とは，総合的な気分の指標であり，その得点が高いほど負の感情が強く，低いほど健康的な心理状態であると考えられる．この TMD 得点に関して実験前後で差分をとったものを Fig. 6 に示す．この横軸は被験者を示しており，左から Multi の正答率が低い順に配置している．この結果から，成績と TMD 得点には関連がみられなかった．

このことから，実験前後の TMD 得点の差分が正になった被験者を高ストレス群，差分が負になった被験者を低ストレス群として群分けし，Multi 課題時について集団解析を行った．



(a) Delay (b) Multi

Fig. 5　反応時間と正答率

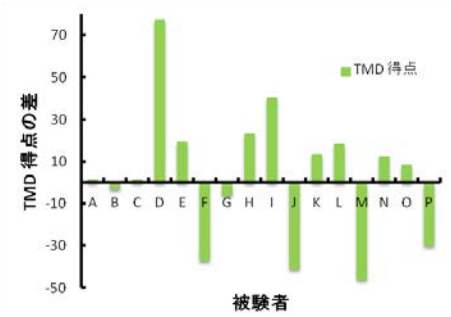


Fig. 6　TMD 得点の変化

そして 2 群の脳活動の差異を調べるため，低ストレス群の賦活から高ストレス群の賦活の差分において有意な差があらわれた部位を Fig. 7 に示す．主に，Middle frontal gyrus，Insula，Precentral sulcus，Putamen，Lingual grus に有意な差があらわれた．

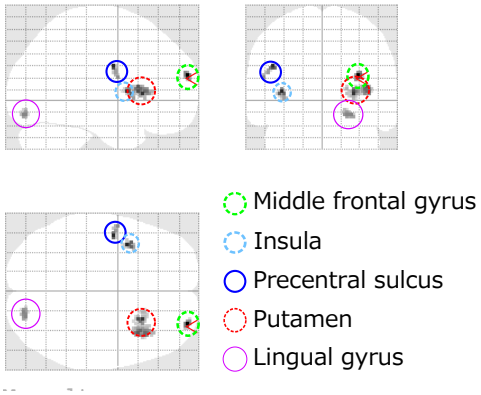


Fig. 7　TMD 減少群に特有の賦活部位（$p < .001$，cluster size > 10）

5　考察

Fig. 4 に示したように，反応時間がブロックを経るごとに増大する傾向は見られないことから，集中力の低下などによって課題が適切に遂行されなかったということはなかったと考えられる．また，Fig. 5 から，Delay 課題時において正の相関がみられたことから，この課題自体の難易度は各被験者とも同程度に簡易なものであり，そのため，正答率が反応時間に左右されたと考えられる．しかし，Multi 課題時において負の相関がみられたことから，この課題の難易度においては各被験者が感じる難易度に差があったと考えられる．

Fig. 7 に示したように，計 5 か所の部位で差がみられた．Middle frontal gyrus と Precentral sulcus，Lingual gyrus は様々な情報を統合し，複雑な情報処理を行ったり，言語の認知に関わる部位である．そして，Insula と Putamen は強化学習や注意認知，喜怒哀楽などの情動に関する部位である [7]．POMS の結果より低ストレス群には負の感情の変化が少ないと考えら

れることから，低ストレス群の被験者は課題に処理に際して，何らかの快の感情を伴っていた可能性が考えられる．よって，これらの部位を賦活させるように課題を行うことにより，より低ストレスな心理状態で課題を行える可能性が示唆された．

6　まとめと今後の展望

本稿では，マルチタスク時の脳活動と心理状態の変化がどのような関係があるかを調査するため，fMRI と POMS を用いて実験を行った．結果として，TMD 得点が低い群の方が情報処理に関する Middle frontal gyrus などの部位と，情動に関する Insula などの部位に賦活の差異がみられた．このことから，これらの部位を賦活させるように課題を行えば，より低ストレスな心理状態で課題を行える可能性が示唆された．　今後は被験者を増やし，さらに同じ被験者で異なる心理状態でも実験を行うことで，今回の結果が有用であるか検討を深めていく必要がある．さらに，今回は集団解析のみを検討したが，個人差に対応するために個人解析での結果も検討する必要があると考えられる．また，今回は TMD 得点のみを心理状態の変化の指標として用いたが，他の 6 尺度との関係性も解析する必要がある．そして，今回は POMS を用いて意識的な心理状態の変化と脳活動の関係を調査したが，これを唾液など，無意識的にあらわれるストレスマーカーなどを用いて，それらと脳活動の関係も調査する必要があると考えられる．

参考文献

1) 井澤修平, 城月健太郎, 菅谷渚, 小川奈美子, 鈴木克彦, 野村忍. 唾液を用いたストレス評価-採取及び測定手順と各唾液中物質の特徴-. 日本補完代替医療学会誌, 第 4 巻, pp. 91–101, OCT 2007.

2) 横山和仁. POMS 短縮版 手引きと事例解説. 株式会社金子書房, 第 1 版, 2005.

3) McNair DM, Lorr M, Droppleman LF. *Profile of Mood States*. Educational and Industrial Testing Service, 1992.

4) McNair DM, Heuchert JWP. *Profile of Mood States Technical Update 2003*. Multi-Health Systems Inc, 2003.

5) 松原達哉. 心理テスト法入門 -基礎知識と技法習得のために-. 株式会社 日本文化科学社, 第 4 版, 2002.

6) Etienne K, Gianpaolo B, Pietro P, Seth P, Jordan G. The role of the anterior prefrontal cortex in human cognition. *letters to nature*, Vol. 399, pp. 148–158, 1999.

7) Vinod M, Lucina QU. Saliency, switching, attention and control: a network model of insula function. *Springer*, Vol. 214, pp. 655–667, 2010.

脳神経線維のファントム作成と神経線維追跡手法の検討

森口 美紅
Miku MORIGUCHI

背景：近年の精神疾患の患者数の増加に伴い，精神疾患を診断するために，DTI による脳神経線維の計測が着目されている．

研究目的：脳神経線維束を模擬したファントムを作成することで，DTI の撮像環境や神経線維追跡ソフトウェアを検討する．

発表の位置づけ：ソフトウェアを検討するためのファントムとして適した素材，撮像環境を探索する．

方法：ファントムの素材，水温，撮像パラメータ等を変化させて DTI 画像を撮像する．MRIstudio で FiberTracking を行う．

結果：水温が FA 値に影響を与えることが示唆．ファントムの修正を行う必要性がある．

1　はじめに

近年，精神疾患の患者数が増加しており，精神疾患を定量的に診断することに関心が高まっている．現在の医療現場において精神疾患は，問診などによる臨床症状と病歴に基づく診断が行われている．しかし，精神疾患の多くは，問診のみでは医師の主観的な判断にならざるを得ず，的確な診断を下せるものではない．そこで，精神医学・医療現場で診断と治療の指針となる客観的で定量的な診断指標の導入が期待されている．この定量的な診断指標を見出すため，遺伝子や分子生物学的アプローチや脳構造，脳機能を測定する脳画像アプローチなどの件入が盛んに行われている [1)]．その 1 つに，精神疾患と関連があるとされている，脳神経線維を非侵襲的に調べる拡散テンソル画像法 (Diffusion Tensor Imaging:DTI) がある．

DTI は核磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging:MRI) を用いて，複数の方向に拡散強調の傾斜磁場 (Motion Probing Gradient:MPG) を印加し，撮像することで，生体内に存在する水分子が拡散[1]する方向を画像化する技術である [2)]．

脳は多数の神経細胞が繋がりあった神経回路から形成されている．神経細胞の中で，神経線維は神経活動情報を他の神経細胞へ伝達するための伝送路であり，細長い形をしている．脳内の電気信号はこの神経線維を介して直並列的に処理されるため，特定の機能に関連する複数の脳活動領域間には密な神経線維の連絡があると考えられる．

一方，神経線維の周囲では，水分子の拡散が神経線維と平行な方向には速く進むが，神経線維と垂直な方向には神経線維の細胞壁に拡散を制限されて遅くなる．よって，水分子の拡散異方性[2]が高い方向に追跡を行うと，神経線維を抽出することが出来る [2)]．

しかし，実際の脳神経線維と DTI によって撮像された神経線維の構造が一致していることを検証する手法は，被検体に死後脳や動物モデルを用いるほかない．

そこで本稿では，再現性のある脳の神経線維束のファントム（模擬神経線維束）を作成し，そのファントムの構造と DTI 撮像画像から追跡した神経線維の構造の比較を，複数の撮像環境や線維追跡ソフトウェアで行い，各設定で得られる神経線維の構造を検討することを目的に，これまでに実施した実験と今後の研究計画について述べる．

2　DTI について

2.1　DTI の撮像原理

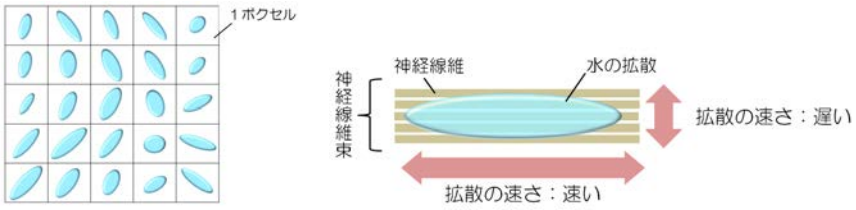
DTI は，生体内の三次元的な水の拡散情報をボクセル[3]単位で得る手法である．

[1]拡散：エネルギーや物質が濃度の高い部分から低い部分へと流れ均一な定常状態へと向かう現象をいう．MRI で見ているのは微視的な水分子の不規則な熱運動としての拡散現象である．

[2]異方性：物体の物理的性質が方向によって異なること．結晶は一般に異方性を示す．また外力でゆがんだ物体，不均一に熱せられた物体，電場・磁場内に置かれた物体など，ある方向に特別な条件のある物体も異方性をもつ．

[3]ボクセル：2 次元デジタル画像を構成する単位のピクセルに対して，厚み情報を加えた 3 次元デジタル画像を構成する単位のこと．ボクセルは厚みを持った直方体として表現されることから，3 次元画像の断面図を表現できる．

水の拡散の異方性の強さを Fig. 1(a) のように 1 ボクセルにつき，1 つの球や楕円体で表す．神経線維の周囲では，Fig. 1(b) のように水分子の拡散が神経線維と平行な方向には速く進むが，神経線維と垂直な方向には神経線維の細胞壁に拡散を制限されて遅くなる．このことを利用して，水の拡散が速い方向を追いかけることで，神経線維の追跡が可能となる [2)]．



(a) 水の拡散異方性の強さ　　(b) 神経線維束中の水の拡散状態

Fig. 1　DTI の撮像原理

2.2　DTI の撮像画像

DTI では元画像に加えて，FA(Fractional anisotropy) 画像と MD(Mean diffusivity) 画像が得られる．以下に各々の画像が持つ情報を説明する．

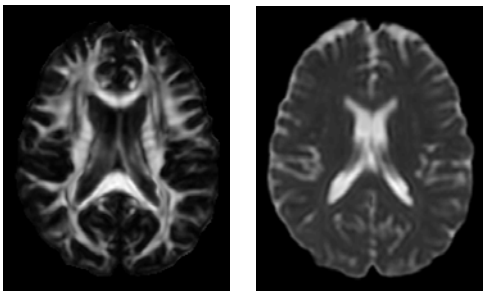
2.2.1　FA 画像

FA 画像は Fig. 2(a) に示すような画像が得られ，白色に描かれる白質（神経線維）と黒色に描かれる脳脊髄液・灰白質（皮質）のコントラストが強い画像である．FA 画像は，Fig. 1(a) に示す水の拡散状態を意味する楕円体の形の情報，すなわち水の拡散異方性の強さを表している．なお，白色の方が，水の拡散の異方性が強く線維質な組織であり，黒色の方が，水の拡散の異方性が弱く非線維質な組織であることを示す．

FA は 0 から 1 の値をとるように正規化されており，拡散が等方的である時には最小値 0 をとり, 異方性が強くなるにつれて最大値 1 に近づく．

2.2.2　MD 画像

MD 画像は Fig. 2(b) に示すような画像が得られ，白色に描かれる脳脊髄液と黒色に描かれる白質（神経線維）・灰白質（皮質）のコントラストが強い画像である．MD 画像は，Fig. 1(a) に示す水の拡散状態を意味する楕円体の大きさの情報，すなわち水の運動の自由度を表している．なお，白色の方が，水の運動の自由度が高く組織が粗であり，黒色の方が，水の運動が制限されており組織が密であることを示す．



(a) FA 画像　　(b) MD 画像

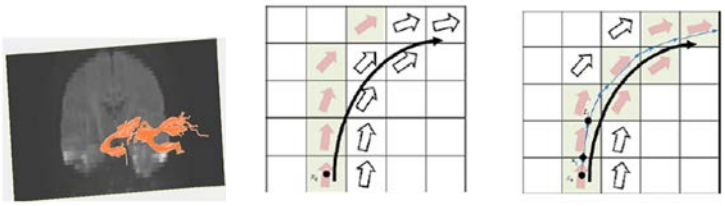
Fig. 2　撮像で得られる画像

3　Tractography について

Tractography[4]は，Fig. 3(a) のように脳白質などの繊維を画像化したもので，異方性構造の三次元軌道を描出したものである．任意に設定された開始点から，各ボクセル毎に求めた拡散テンソルの長軸方向を追跡することによって Tractography を求める．最も単純な方法は，隣接するボクセルから長軸方向が向いているボクセルを次のボクセルにする方法である．Fig. 3(b) は 2 次元でこの方法で神経を追跡した例である．各ピクセル内の矢印がそのピクセルの

[4]Tractography:脳内の水分子が拡散する方向を 6 方向以上から拡散強調画像という撮像法によって計測し、テンソル解析という技法を使って解析することにより、脳内を走る神経線維の走行を描出したもの.

水の拡散方向を表している．そして，カーブしている矢印が実際の線維方向で，色のついたピクセルが線維追跡結果である．その他にも，Fig. 3(c) のように常にボクセル境界上で方向転換をする FACT 法（Fiber Assignment by Continuous Tracking）や，ステップ幅一定間隔で方向転換をする手法など，神経追跡には様々な追跡手法がある．Tractgraphy の描出が可能なアプリケーションは Table. 1 のように複数存在する．



(a) tractography の描出画像　(b) 隣接ボクセル追跡　(c) ボクセル境界転換追跡 (FACT 法)

Fig. 3　Tractography の描出結果と描出手法の例

Table. 1　tractgraphy の描出アプリケーションの例

アプリケーション名	開発元
MRIstudio	Laboratory of Brain Anatomical MRI and Center/Johns Hopkins University
dTV	画像情報処理・解析研究室/東京大学医学部附属病院放射線科
TrackVis	Ruopeng Wang,Van J.Wedeem/Massachusetts General Hospital
FiberTrack	Philips 社
Functool	GE Healthcare 社
CAMINO	Microstructure Imaging Group/University College London

4　実験

4.1　実験概要

研究の目的は，人間の脳を最もより模擬することの出来たファントム（最も高 FA 値を示す素材のファントム，DTI 撮像環境の下）で，様々な走行形状の神経線維束を Tractography 描出した際にソフトウェアでどのような神経線維追跡が行われるかを確認することである．そこで今回は，2 段階のフェーズで実験を行った．

1 段階目が，単純 (直線) 走行形状の線維束の素材や水温，撮像パラメータ等を変化させて DTI を撮像し，どの素材，撮像環境の組み合わせが最も高 FA 値が得られるかの探索を行うことである．2 段階目が，1 段階目で探索した結果判明した最も FA 値の高い素材，撮像環境の組み合わせの下，線維束走行を複数パターン用意し，各走行形状の DTI 画像が Table. 1 に示す各アプリケーションでどのように Tractography の描出が行われるか確認することである．

今回は，1 段階目では，約 10 ℃差の水温，2 種類のパラメータセット，3 種の素材で FA 値の撮像比較を行ない，2 段階目では，直線形状と交叉形状の線維束ファントムを撮像した DTI 画像を用いて，「MRIstudio」を用いて Tractography の描出画像を確認した．

4.2　使用機器

本実験で使用した機器とその名称や品番，製造会社，詳細を Table. 2 に示す．

Table. 2　使用機器の一覧

使用機器	名称・品番	製造会社	詳細	写真
MRI, 頭部コイル	ECELON Vega	日立メディコ	1.5T 超電導型	Fig. 4(a)，Fig. 4(b)
脱気装置	RCX-1000S	EYELA	特記事項なし	Fig. 4(c)
温度計	PT-1	T-505	-50〜+300 ℃ (± 1 ℃)	Fig. 4(d)

(a) MRI 装置（ECELON Vega）

(b) 頭部コイル

(c) 脱気装置

(d) 温度計

Fig. 4　使用機器の実写真

4.3　ファントムの作成

使用材料は以下の通りである．

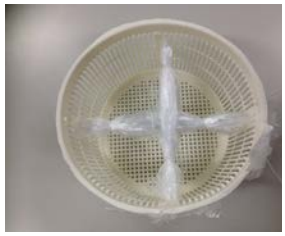
- 水道水
- ポリプロピレンの容器と蓋
- ポリプロピレンの網状の容器
- エチレン・酢酸ビニル樹脂（60 %），レジン（40 %）の合成樹脂（接着用途）

神経線維束の模擬材料として使用したものは下記のとおりである．
（各素材を各々100 %使用した，直径約 0.2mm 以下の糸を用いる）

- ポリプロピレン
- レーヨン
- ナイロン

Fig. 5(a)，Fig. 5(b) のように，神経線維束を模擬するために，ポリプロピレン，レーヨン，ナイロンの糸を各々束ね，ポリプロピレンの網状の容器に結束させた．そして，ポリプロピレンの容器に入った神経線維束の模擬体を Fig. 5(c) のように水の入ったポリプロピレンの容器に入れて蓋を閉め，線維束中や，周囲に水がいきわたった状態のファントムを作成した．なお，ファントム中の水は線維束に出来るだけノイズの原因となる気泡を除去するために，Table. 2 の脱気装置を約 30 分使用して気泡を除いた．また，各素材のファントムは線維を束ねる際に，途中で線維束が広がってしまうため，直線形状ファントムのポリプロピレンとレーヨンは 2 か所，ナイロンは 3 か所，交叉形状のポリプロピレンは 4 か所，線維束の途中で結束部位を作成した．作成したファントムの具体的な構造は Fig. 6(a),Fig. 6(b) に示す．ファントムの 3 次元方向の面を線維束の長軸方向を軸に考えて Fig. 7 のように，緑色の四角の面を各面の断面として，axial，coronal，sagital と名づける．

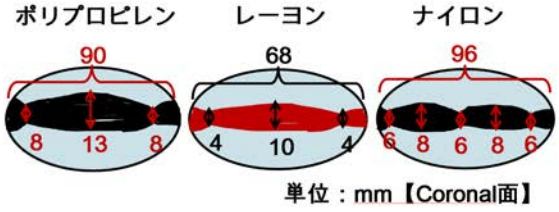
(a) 線維束 (直線) とポリプロピレンの網状容器



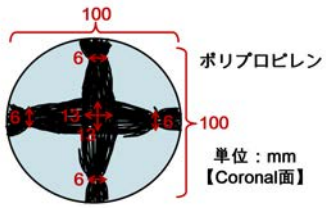
(b) 線維束 (交叉) とポリプロピレンの網状容器

(c) 線維束 (直線) と脱気水

Fig. 5　ファントムの実写真



(a) 直線形状のファントムの構造



(b) 交叉形状のファントムの構造

Fig. 6　各素材の具体的な構造

本来約 0.2〜20 μ m の脳神経線維 [3] がこのような 0.2mm 程の太さの線維で模擬が出来ると考えたのは，今回の撮像は約 0.94 × 0.94 × 3.00[mm] の大きさの voxel 単位で撮像を行ったため，線維の太さに対して voxel size が十分に大きいため，線維の太さの違いはあまり撮像の結果に影響しないと考えたからである．voxel size に関しては，次章の撮像パラメータの項で述べる．

4.4　撮像環境

4.4.1　撮像パラメータ

今回は 2 通りのパラメータを使用し実験を行った．各パラメータをパラメータ A，パラメータ B という名称で定義する．各々のパラメータの内容を Table. 3 に示す．

パラメータ A は日立メディコ推奨のパラメータで，パラメータ B はパラメータ A の TE,TR を変更させたパラメータである．なお，FOV, Thickness, Interval, Freq ♯, Phase ♯, Recon-Matrix により，DTI 画像の 1 つの voxel[5]size が Fig. 8 のように決定する．

4.4.2　水温状況

今回は DTI 撮像中のファントムの温度を設定するために，撮像前後でファントム中の水温を Fig. 4(d) に示す温度計で測定し，水の拡散と温度の関連性の検討を行うとする．

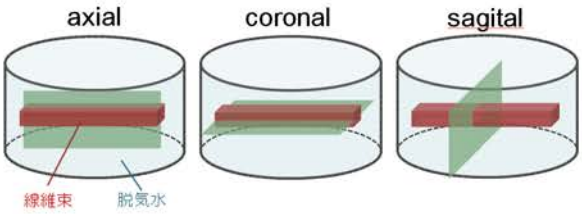


Fig. 7　ファントムの 3 次元軸方向の定義

[5]voxel :デジタルデータの立体表現において，その最小の立方体の単位を示すもの．体積 (volume) とピクセル (pixel) を組み合わせた語である．

Table. 3　2 種類のパラメータセットの内容

パラメータ項目	パラメータ A の値	パラメータ B の値
FOV（撮像視野）[mm]	240.0	240.0
TR（繰り返し時間）[msec]	2923.0	2317.0
TE（エコー時間）[msec]	90.4	74.3
Thickness（スライス厚）[mm]	3.0	3.0
Interval（スライス間隔）[mm]	3.0	3.0
MPG Dir ＃（傾斜磁場方向）[Tensor]	21	21
b-factor（傾斜磁場係数）	1000	1000
NSA（積算回数）	2	2
Freq ＃（周波数エンコード方向マトリクス）	128	128
Phase ＃（位相エンコード方向マトリクス）	128	128
ReconMatrix（再構成マトリクス）	256	256
voxel size x,y,z[mm]	1.87,1.87,3.00	1.87,1.87,3.00
ReconMatrix voxel size x,y,z[mm]	0.94,0.94,3.00	0.94,0.94,3.00

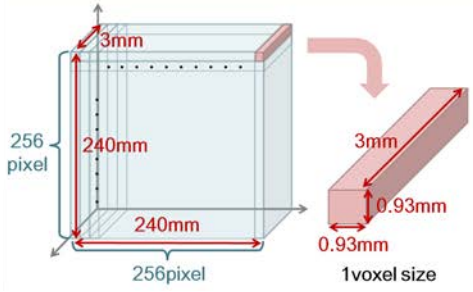


Fig. 8　パラメータによる 1voxel size の決定

4.4.3　脱気の有無

作成するファントムの線維束に水を注入したところ，線維束中に存在していた空気の塊が気泡となり，撮像において，信号のアーチファクトとなることが予備実験により示されたため，今回は Fig. 4(c) に示す脱気装置を用いることとする．なお，この装置は，ファントムを脱気装置の箱の中に置き，その箱を真空にしていくことで気泡を抜くものである．まず約 30 分程この装置で気泡を抜いたことを前提に全実験を行う．

4.4.4　MRI 装置と線維束の軸合わせ

ファントムの MRI への置き方を Fig. 9 のように，MRI への挿入方向と線維束の長軸方向が垂直になる向きで統一して撮像を行った．

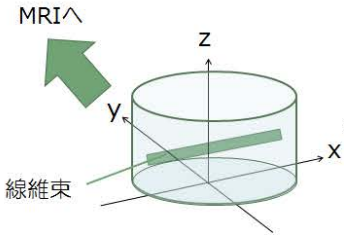


Fig. 9　ファントムの MRI への置き方

4.5　撮像手順

DTI(DW-EPI) を撮像する前に，ファントムに与える磁場の軸を合わせるために，下記のプロトコルを行った．

- Scano 3planeA[15msec]
- Scano 3planeB[30msec]
- S-map[34msec]
- DW-EPI[パラメータによって撮像時間は異なる]

4.6　FiberTracking 線維束からの FA 値抽出手法

今回は，Table. 1 のアプリケーションのうち，MRIstudio を用いて FiberTracking と線維束中の FA 値抽出を行った．MRIstudio の処理手順は下記に示す．

1. DTI 画像 1100 枚 (MPG21 軸) のファイルを 1 つにまとめた Rec ファイルを作成し，MRIstudio に読み込む．
2. Automatic Image Registration を行い，体動を除去した画像を作成する．
3. 体動除去後画像の情報から，FA 画像をはじめとして，Tensor 画像や Color Map 等の画像を計算して作成する．
4. 計算値から任意に開始・終了 FA 値，Tract turnig-angle，Flip Eigen Vector を設定し，神経線維追跡を行う．今回はどの検討項目にも共通して，Table. 4 のように設定を行った．Start・Stop の tracking FA 値を 0.18 以上，以下と設定したのは，先行研究 [3] により，人間の脳神経線維の場合，約 0.20〜0.25 の FA 値以上の値を持つが，今回作成したファントムの撮像画像の線維束付近の FA 値を確認したところ，0.2 以上の FA 値を持つボクセルが線維束追跡をするには十分でないと推測したため，人間の脳神経線維の FA 値よりも下回る値に設定した．
5. 実物のファントムの線維束の長さから撮像画像のどのボクセルが線維束にあたるのか FA 値情報も参考にしながら判断し，そのボクセルを ROI[6]で囲う．なお，今回は Fig. 7 の axial 面の全撮像スライスの中で線維束が撮像されていると考えられるスライスを選択し，さらにそのスライス画像のうち，線維束部位と考えられるピクセルを ROI で選択することで，線維束全てを選択したのと等しい状態で FiberTracking を行った．
6. Tracking された線維が通るボクセルを範囲として，その中での最大 FA 値 (Max of FA),

[6]ROI : 関心領域（Region of Interest) のことで、画像解析の中で焦点をおきたい画像をグラフィカルに選択された領域のことを言う．

最少 FA 値 (Min of FA)，平均 FA 値 (Mean of FA)，また，Traking の本数 (Number of Fibers)，Tracking の長さの最大値 (Maximum Length)，最少値 (Minimum Length)，平均値 (Average Length) を MRIstudio の機能を利用して導出した．

Table. 4　FiberTracking の設定

Start tracking FA	0.18 以上
Stop tracking FA	0.18 以下
Trackt turning-angle	45 ° 以上
Flip eigen vector	Z component

5　実験結果

5.1　ファントム・撮像環境ごとの FA 値の比較

直線形状のファントムを用いて，水温，撮像パラメータ，素材の違いによる FA 値への寄与の比較検討を行った結果を以下に示す.

5.1.1　水温による FA 値の違い

直線形状のポリプロピレンをパラメータ A で，水温を 2 種 (37.5〜46.7 ℃と 21.7〜23.3 ℃) に設定し撮像を行ない，4.6 章の処理方法に基づいて FA 値を算出した結果は Table. 5 のようになった.

Table. 5　水温の比較 (ポリプロピレン)

比較撮像セット名	撮像結果 A	撮像結果 B
水温	37.5〜46.7 ℃	21.7〜23.3 ℃
Max of FA	0.5856	0.5204
Min of FA	0.0984	0.1658
Mean of FA	0.2860	0.2552
Number of Fibers	1360	488
Maximum Length[mm]	80.3137	28.7950
Minimum Length[mm]	3.8353	3.8342
Average Length[mm]	26.1006	17.3278

5.1.2　パラメータによる FA 値の違い

今回は，レーヨンとナイロンの 2 種の素材を用いて，パラメータ A とパラメータ B の比較を行なった．実験結果は各々下記に示す.

1. レーヨン同士の比較
   直線形状のレーヨンを水温を 40.1〜43.0 ℃で，パラメータを 2 種 (パラメータ A と B) 設定して撮像を行ない，4.6 章の処理方法に基づいて FA 値を算出した結果は Table. 6 のようになった.
2. ナイロン同士の比較
   直線形状のナイロンを水温を 40.0〜41.7 ℃で，パラメータを 2 種 (パラメータ A と B) 設定して撮像を行ない，4.6 章の処理方法に基づいて FA 値を算出した結果は Table. 7 のようになった.

5.1.3　ファントムの素材による FA 値の違い

直線形状のポリプロピレン，レーヨン，ナイロンを各素材とも水温を約 40.0 ℃に設定し，パラメータ A で撮像を行ない，4.6 章の処理方法に基づいて FA 値を算出した結果は Table. 8 のようになった.

5.2　Tractography 描出

前の項目で実験を行った 5.1.3 ファントムの素材による FA 値の違いの検討の際に，最も高 FA 値をを持つボクセル数が多く，かつ FiberTracking の本数，長さが最も長いと考えられる

Table. 6　パラメータの比較 (レーヨン)

比較撮像セット名	撮像結果 C	撮像結果 D
パラメータ	パラメータ A	パラメータ B
Max of FA	0.4519	0.4251
Min of FA	0.1535	0.1819
Mean of FA	0.2597	0.2570
Number of Fibers	50	52
Maximum Length[mm]	12.5175	9.7819
Minimum Length[mm]	3.5837	3.9333
Average Length[mm]	6.5901	5.5004

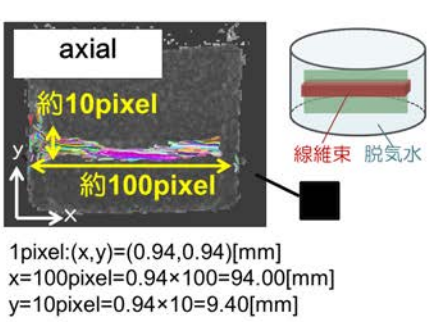
Table. 7　パラメータの比較 (ナイロン)

比較撮像セット名	撮像結果 E	撮像結果 F
パラメータ	パラメータ A	パラメータ B
Max of FA	0.5719	0.3604
Min of FA	0.1611	0.1449
Mean of FA	0.2833	0.2425
Number of Fibers	264	91
Maximum Length[mm]	23.0110	14.1926
Minimum Length[mm]	2.7118	3.1225
Average Length[mm]	8.3443	6.5335

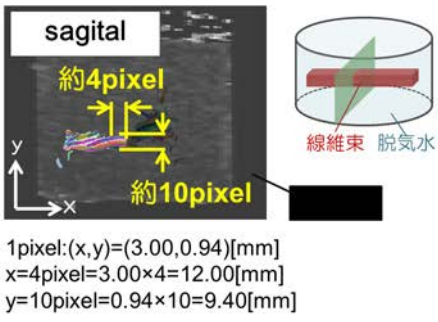
Table. 8　素材の比較

比較撮像セット名	撮像結果 G	撮像結果 H	撮像結果 I
素材	ポリプロピレン	レーヨン	ナイロン
水温 [℃]	37.5〜40.7	40.1〜43.0	40.0〜41.7
Max of FA	0.5856	0.4519	0.5719
Min of FA	0.0984	0.1535	0.1611
Mean of FA	0.2860	0.2597	0.2833
Number of Fibers	1360	50	264
Maximum Length[mm]	80.3137	12.5175	23.0110
Minimum Length[mm]	3.8353	3.5837	2.7118
Average Length[mm]	26.1006	6.5901	8.3443

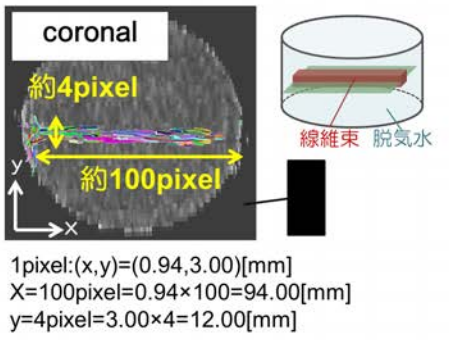
素材，ポリプロピレンを用いて作成した直線形状のファントムを用いて，MRIstudio で Fiber Tracking を行った結果，Fig. 10 のような画像が描画された．また，ポリプロピレンで交叉形



(a) axial 断面画像



(b) sagital 断面画像



(c) coronal 断面画像

Fig. 10　直線形状のポリプロピレンのファントム

状のファントムを用いて，MRIstudio で Fiber Tracking を行った結果は，Fig. 11(a) のような画像が描画されたが，全体的に FA 値が低く，実物のファントムの形状通りに Tracking が出来なかったため，Start tracking FA と Stop trackin FA の値を 0.11 に下げて Fiber Tracking を行うと，Fig. 11(b),Fig. 11(c),Fig. 11(d) のような画像が得られた．

6　考察

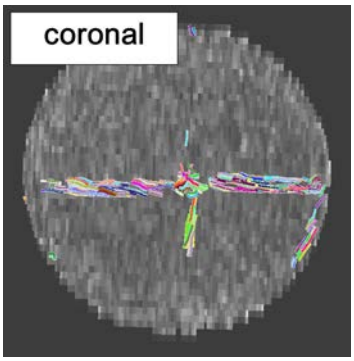
6.1　ファントム・撮像環境ごとの FA 値の比較

6.1.1　水温による FA 値の違い

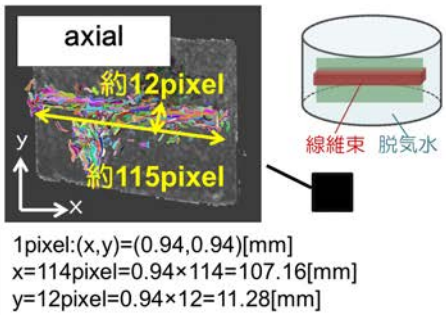
実験結果から，撮像結果 A は水温が約 10 ℃程低い B に比べて，最大 FA 値が約 0.06，平均 FA 値が約 0.03 高く，追跡された線維数も約 1000 本以上多く，追跡された線維束の長さも平均して長いことが分かる．これにより，わずかな差ではあるが，水温が高いファントムの方が水の拡散の異方性が強いことが示唆される．これは，先行研究 [4] にもあるように，通常水は熱運動を行っており，水の温度が高ければ高いほど，水分子の拡散速度は速くなるという原理にも従っているのではないかと考えられる．

6.1.2　パラメータによる FA 値の違い

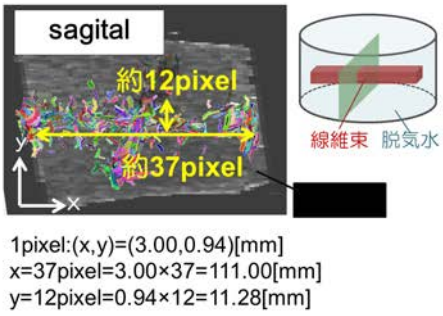
今回は，レーヨンとナイロン 2 種の素材ごとに，パラメータ A と B における FA 値の値を導出した．実験結果から，レーヨンではパラメータ A と B の最大 FA 値，平均 FA 値，追跡された線維束の本数，長さにはほとんど差がないことが見受けられる．ナイロンではパラメータ A の方が B に比べて最大 FA 値，平均 FA 値が高く，追跡された線維束もやや多く，長いことがわかる．パラメータ A と B の差は A の方が B に比べて TR,TE が長いという点が挙げられるが，TR と TE が長いということは，MRI の撮像原理 [3] の点から述べると，MRI の信号輝度値 (b0) が小さくなり，同時に拡散強調の値も小さくなる．FA の値は拡散テンソルの値から算出されるが，その拡散テンソルの値は，MRI の信号輝度値分の拡散強調の値で算出される．TR,TE が長いと分母の MRI の信号輝度値も分子の拡散強調の値も両方ともが小さく



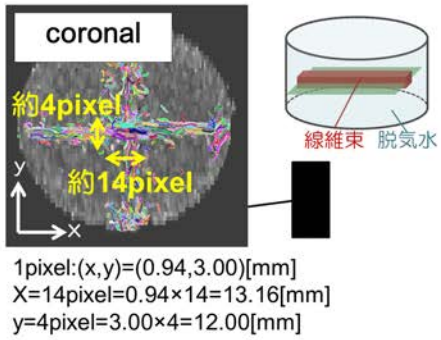
(a) 閾値 0.18 の時の coronal 断面画像



(b) axial 断面画像



(c) sagital 断面画像



(d) coronal 断面画像

Fig. 11　交叉形状のポリプロピレンのファントム

なるため，結果として拡散テンソルの値には何の影響を及ぼさず，結果 FA 値にも特に影響を及ぼさないことが考えられる．よって，原理的にもパラメータ A と B の差が FA 値に影響を与えることがないと考えられているため，今回の実験結果からパラメータが FA 値に影響を与えたのかどうかということを述べることは難しいと考える．

6.1.3　ファントムの素材による FA 値の違い

実験結果から，ポリプロピレンは FA 値も高く，Tracking の本数も多く，長さも長い．レーヨンは FA 値も低く，Tracking の本数も少なく，長さも短い．ナイロンは FA 値は高いが，Tracking の本数は少なく，長さが短いことがわかる．実際に MRIstudio で撮像画像の FA 値を確認してみると，ナイロンでは，線維束の結び目と考えられるボクセル付近に高 FA 値のボクセルが存在していることが確認できる．今回は撮像したファントムが Fig. 6(a) のように，素材ごとに太さも異なり，結び目の数も異なるため，素材による FA 値の差が結果として現れたのではなく，ポリプロピレンの繊維が太く，ナイロンの結び目の数が多いことによって，水の通路がレーヨンに比べて狭くなり，水の拡散異方性が強くなったと考えれられる．

6.2　Tractography 描出

まず，直線形状のポリプロピレンファントムの DTI 画像から 0.18 の閾値で FiberTracking を行った際に追跡できた Fiber の各面の Voxel 数から線維束の実寸の長さを計算で求めた値と，Fig. 6(a) の実際のファントムの長さはいずれもほぼ近い値となった．また，Tracking の画像を確認したところ，線維束の長さも長く，このファントムの線維束内に水の拡散をきれいに生じさせることが出来，MRIstudio の FiberTracking の処理手法も直線形状であるときちんと線維束の追跡が可能であるといえる．次に，交叉形状のポリプロピレンのファントムであるが，Fig. 11(a) の画像を見る限り，0.18 の閾値で交叉形状の片方の直線方向には水の拡散が Tracking されており，垂直に交わる方向の Tracking がうまいこと行われていないことが分かる．これは，ファントムを作る際に，Tracking されている方向の線維束をまず作成し，先に作った線維束を軸に，垂直に線維 1 本 1 本をバラしながら線維束に交わるようにして糸を糸を通し，束を作ってしまったために，初めに軸として作った方の線維束はまっすぐに線維束が伸

びているが，後から作成した垂直の線維束は途中で水の拡散を遮断させてしまうようなファントムの形状にしてしまったために生じてしまった結果だと考えられる．

7　今後の研究計画

今回は，下記の 2 項目に着目して検討を行った．

- 直線走行のファントムを水温，撮像パラメータ，素材を変化させて撮像を行い，FA 値が優位的に高値である組み合わせを探索した．

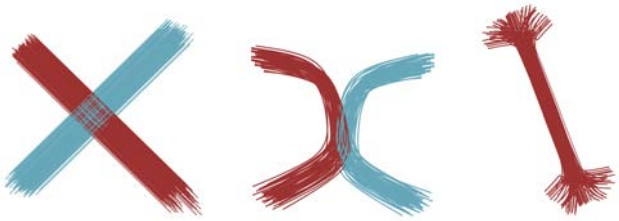
  ・水温に関しては温度が高い方が，FA 値も全体的に高くなり，Tracking の本数や長さも多く長くなることが示唆された．別の素材でも水温を高く設定した方が同様の結果になるか確認する．

  ・TE，TR は水の拡散異方性に影響を与えるとは考えにくい．b-value や NSA など，撮像画像に影響を与える項目を変化させて検討してみる．

  ・3 種の素材の太さと線維束の途中の結び目が水の拡散異方性に影響を与えた可能性が示唆．3 種とも同様の太さ，結び目にして，形状による差異を少なくしたファントムを作成し，撮像する．

- 交叉走行のポリプロピレンのファントムの Tractgraphy 描出形状を MRIstudio にて確認した．

  ・Fig. 12 のような接吻，扇状形状のファントムを作成し，MRIstudio 以外のアプリケーションでも複数走行のファントムの Tractography 描画像を確認する．



(a) 交叉（crossing）　(b) 接吻（kissing）　(c)　扇状（fanning）

Fig. 12　複雑な走行の神経線維束

8　まとめ

近年の精神疾患の患者数の増加に伴い，精神疾患を定量的に診断する必要性がある．その手法の 1 つである MRI を使用した DTI での脳神経線維の計測に着目した．DTI の問題点として，実際の脳神経と DTI の撮像画像を比較する方法がないため，画像精度が確認できない点があげられる．そのため，本研究では，DTI によって撮像が可能な再現性のある脳神経線維束を模擬したファントムを作成し，ファントムの線維束の走行と DTI によって追跡された神経線維束の走行の比較を行う．今回の実験では，単純な直線方向の走行をした線維束のファントムを 3 種の素材を用いて作成し，撮像パラメータと水温を変化させて，撮像を行った．水温は 1 種類の素材のファントムで 2 パターンの水温変化での FA 値の比較であったが，今回の実験で水温が高い方が水の拡散異方性を強める（水の拡散速度を速める）ことが示唆される結果を得ることが出来た．パラメータに関しては，FA に影響を与えると考えられる項目を変化させなかったため，FA 値の検討を行うことが難しかった．素材による FA 値の比較においては，素材による FA 値の差というよりも，作成したファントムの構造が FA 値の値に寄与してしまう結果になったと考えられる．今後は各素材の構造状況件をできるだけ統一し，直線，交叉構造以外の走行の線維束ファントムを作成する必要性，MRIstudio 以外のアプリケーションを用いて FiberTracking を行う必要性があると考える．

参考文献

1) 滝沢龍. 精神疾患の臨床検査としての光トポグラフィー検査 (NIRS). 日立メディコ, 2010.

2) Ray H. Hashemi, Jr. William G. Bradley, and Christopher J. Lisanti. MRI の基本 パワーテキスト. メディカル・サイエンス・インターナショナル, 第 2 版, 2004.

3) 青木茂樹, 阿部修, 増谷佳孝, 高原太郎. これでわかる拡散 MRI. 秀順社, 第 3 版, 2013.

4) 山本修一. 物質移動物性としての拡散係数と水分吸脱着 (乾燥). 日本食品工学会誌, Vol. 11, No. 2, pp. 73–83, 2010.

MRI データから得られる脳神経線維と fNIRS データにおける脳活性部位の同時 3D 描画システムの構築

大谷 俊介
Shunsuke OHTANI

背景：うつ病や統合失調症などの精神疾患が増加しているため，精神疾患へと移行する因子を解明することが必要である

研究目的：活性部位間の神経線維を評価することで，精神疾患への移行因子を特定し，精神疾患に対する診断や予防に貢献する

発表の位置づけ：特定した部位を通る脳神経線維と標準脳に対する Probe 毎の CH の位置のマッピングを表示

方法：3D プログラミングを用いて，MRI で得られた脳神経線維と fNIRS で得られた脳活性部位の同時 3D 可視化

結果：特定した部位を通る脳神経線維の描画と標準脳に対する Probe 毎の CH の位置のマッピングが確認できた

1　はじめに

近年，職場でのうつ病や本格的な高齢化社会を迎えたことに伴う認知症患者の増加が深刻な社会問題になっており，これまでの 4 大疾病 [1] に精神疾患が加わり 5 大疾病と呼ばれている．精神疾患になるまでの症例は多数報告されているが，発症するメカニズムはまだ解明されていない．しかし，精神疾患の発症メカニズムを説明する仮説として，脆弱性-ストレスモデルが広く知られている．脆弱性-ストレスモデルとは，素因的に精神疾患を発病しやすい (脆弱性 [2] を持つ) 個人を前提におき, その個人がストレスを受け続けるうちに，脆弱性とストレスの相互作用がストレスへの抵抗力を上回ると発病すると考えるモデル [1)] である．この発症メカニズムの場合，素因的要素や生活してきた環境的要素が重視されるため，定量的に精神疾患を評価することが困難である．そこで，本研究では，精神疾患になる発症原因の一つの要因 [2)] として考えられている脳の形態学的変化に着目して検討を行う．脳の形態学的変化とは神経線維が細くなるような白質変化および大脳の形態変化のことであり，それらの変化を見ることで，特定部位の形態学的変化が精神疾患への移行因子であるかどうかを検討する．しかし，脳の白質変化には個人差があり，数カ月単位で構造が変わると言われている．そのため白質変化が病気的変化なのか，個人差なのかを判断することは難しい．そこで，様々な刺激を与えた際の脳の活性部位を確認し，その活性間の神経線維を見ることで，その白質変化が病気的なものであるのかを定量的に判断することが可能であると考えられる．このように，精神疾患への移行因子が解明することで，増え続ける精神疾患に対する治療や予防に貢献することが可能である．

本稿では，精神疾患に対する診断や予防に貢献できるように，MRI(Magnetic Resonance Imaging) データから得られる脳神経線維や fNIRS(functional Near Infrared Spectroscopy) から得られる脳活性部位を同時に，3D 描画させることで，活性部位間の神経線維の評価に役立つシステムの提案を行う．

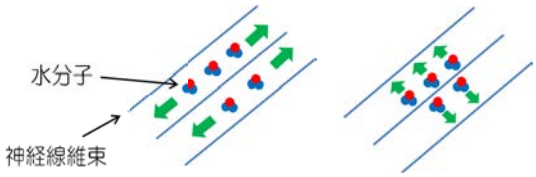
2　MRI

MRI とは，核磁気共鳴画像法のことで，核磁気共鳴現象 (NMR:Nuclear Magnetic Resonance) を利用して，生体内の内部の構造を画像化する方法である．MRI の撮像画像の一つの断層画像は，X 線を用いて体内を撮像する CT(Computed Tomography) 装置と一見よく似た画像が得られるが，CT 装置とは全く異なる物質の物理的特性に着目した撮像法であるため，CT 装置では得られない 3 次元的な情報などが多く得られる．そして近年，ハードウェアとソフトウェアの技術的進歩により，数ミリ秒という超高速シーケンスが可能になった．これにより，従来の形態学中心の MRI に対して，機能や生理を評価できる機能画像法が確立した．撮像する手法を変えることで脳の神経線維や刺激提示時の脳賦活部位を撮像することができるようになった [3)]．次節では，脳の神経線維を撮像できる拡散テンソル画像についての詳細を述べる．

[1] がん，脳卒中，心臓病，糖尿病
[2] 素因的に存在している脳機能の偏りの結果として生じる心理機能の偏り

2.1 拡散テンソル画像 (DTI:Diffusion Tensor Image)

脳の神経線維周辺の水分子の拡散は，Fig. 1(a) に示すように，左右に走行する神経線維に平行だと拡散は速いが，Fig. 1(b) に示すような神経線維に直交だと拡散は非常に遅いといった非等方性な拡散が起こるという特徴を持つ．これを拡散異方性と呼ぶ．この特徴を利用して，神経線維の方向を特定している．神経線維はあらゆる方向に伸びているため，それぞれの方向に磁場勾配をかけるとそれぞれの方向に沿った拡散を強調した画像が得られる．これを複数回繰り返し脳内に張り巡らされている神経線維の走行を画像化することできる．これが拡散テンソル画像である [3]．



(a) 神経線維と平行　　(b) 神経線維と直行

Fig. 1　水の拡散走行

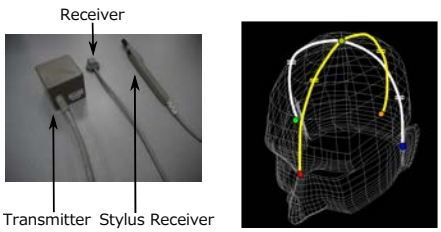
3　fNIRS

近赤外脳機能計測法 (fNIRS) は，脳活動計測手法である fMRI(functional Magnetic Resonance Imaging) などと比べて，簡便で安全性の高い手法である．特に，拘束することなく計測できるため，他の手法では計測困難と思われる比較的自由な状態での利用が可能である．fNIRS 装置では，刺激呈示時の脳血流量変化を近赤外光によりリアルタイムに計測して脳の機能局在を解析することが可能である．この結果，刺激を与えた際の，どこの脳部位が活性化しているのかを計測できるのである [4]．

3.1　磁気計測

Fig. 2(a) の磁気センサー装置を用いて，Fig. 2(b) に示す頭部基準点 (鼻腔，左耳，右耳，後頭結節) と光トポグラフィ装置のプローブ装着位置を測定している．磁気センサーは磁界を発生するトランスミッタと、磁界の変化を受けるレシーバから構成されていて，非接触で空間内の位置を測定することができる．計測結果は，x,y,z 軸などの実空間座標として出力される [5]．

- Transmitter：磁場発生源
- Receiver：磁場を受信
- Stylus Receiver：プローブ位置を測定



(a) 磁気センサー　　(b) 頭部基準点

Fig. 2　磁気計測

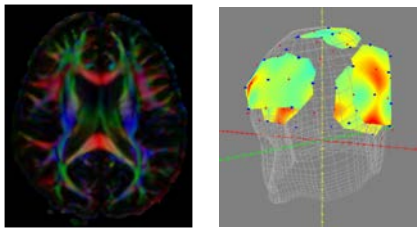
4　提案システム

MRI 装置を用いた拡散テンソル画像法により，ヒト脳に存在する水の拡散情報を得る．そこから脳神経線維の方向を連続的に推定する神経追跡手法が知られている．追跡された神経線維の特徴を抽出することにより，神経線維が繋いでいる領域間の関係性を評価することが可能である．この拡散テンソル画像法により得られる画像は Fig. 3(a) に示すような 2 次元画像

であるが，神経線維は 3 次元的に張り巡らされているため，神経線維の走行を 3 次元的に再構成し，可視化することは，ヒト脳の機能結合を評価するために重要である．同時に神経線維と Fig. 3(b) に示すような fNIRS から得られる脳活性部位を見ることができれば，活性部位間の神経線維をみることができる．

本研究では，Direct3D を用いて，神経線維追跡により得られた脳神経線維の走行を効率的に 3D 可視化し，脳活性部位を同時に 3D 表示することで，脳活性部位間の神経線維の評価に役立つシステムを提案する．提案システムの一連の流れを Fig. 4 に，システムの処理手順について下記に示す．

1. fNIRS から刺激呈示時の CH 毎の脳血流量変化データと磁気計測によって得られた被験者毎のプローブの 3 次元位置座標を入手
2. MRI の拡散テンソル画像法より，脳神経線維の座標を入手
3. fNIRS と MRI のデータの位置合わせ
4. 脳神経線維と活性部位を同時に 3 次元で描画



(a) 拡散テンソル画像 (b) 脳の活性部位の画像

Fig. 3 脳撮像画像

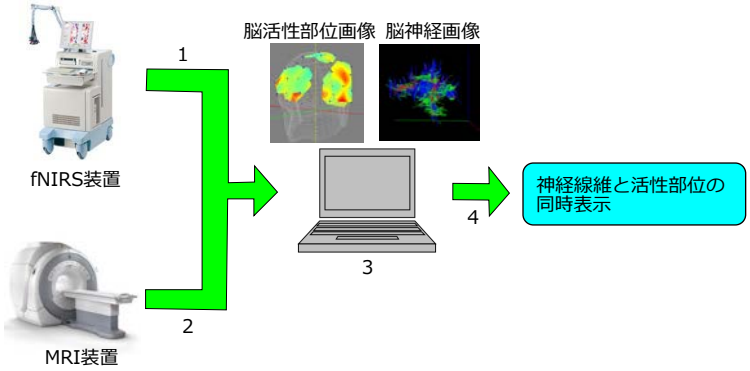


Fig. 4 提案システムの構成

5 実験

5.1 実験概要

今回の実験目的は，指定した脳部位領域を通る脳神経線維，標準脳の構造画像上に fNIRS の Probe 毎の CH の位置マッピング，といった 2 つの表示画像が正確に描画できているかを確認することである．また，描画にかかる処理時間も確認する必要がある．これらを描画するために用いるデータは，脳神経線維の描画には，MRI の撮像手法の一つの拡散テンソル画像法により得られる 3 次元座標データを用いる．また，脳活性部位の表示には，fNIRS の脳血流量の変化データと磁気計測によって得られた 3 次元座標データを用いる．この fNIRS の 3 次元座標データを取得する理由としては，MRI データによって描画する神経線維と fNIRS より得られる活性部位のデータでは，座標系がそれぞれ異なり，位置合わせをしなければいけないためである．

5.2　実験結果

Fig. 5 は，標準脳の構造画像である．脳の部位情報も組み込まれているため，特定の部位のみだけを描画することが可能である．Fig. 6 は，神経追跡手法から得られるすべてのデータを用いて描画した脳神経線維である．神経線維の走行の色については，どの軸方向により強く走行しているかを表している．x 軸が赤，y 軸が緑， z 軸が青となっていて，この走行の色を見ることで，複雑に絡まりあった神経線維をどちらの方向に走行しているかをわかるようにしている．Fig. 7 は，脳の構造画像と神経線維のデータを使って指定した脳特定部位 (ここでは帯状回) を通る神経線維を描画したものである．Fig. 8 は，標準脳に磁気計測によって得られた fNIRS の Probe 毎の CH の位置を描画したものである．表示結果から，座標の位置合わせがうまく行えていることが確認できる．これらの結果から，本システムを用いる事によって fNIRS の CH の位置が脳のどの領域を計測しているか，神経線維がどのように走行しているかを把握することが可能となる．Table. 1 はそれぞれの描画処理時間に関して記述したものである．

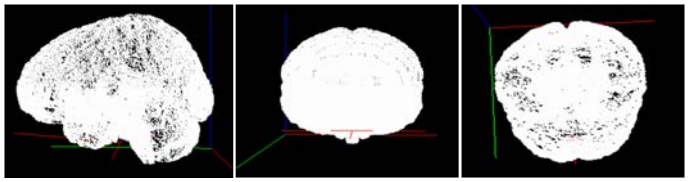


Fig. 5　構造画像

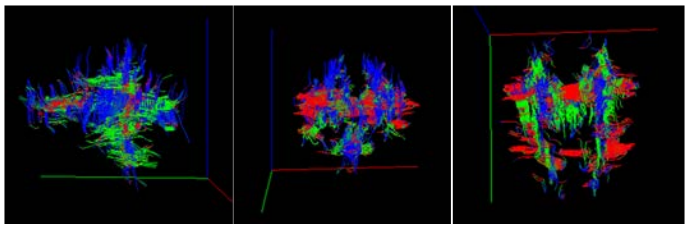


Fig. 6　脳神経線維

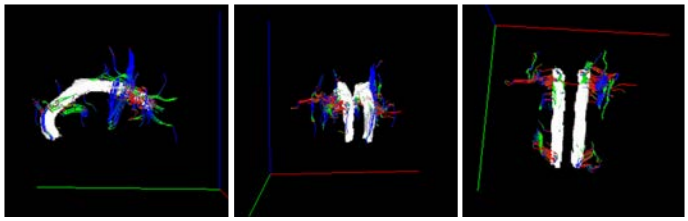


Fig. 7　指定した特定部位を通る神経線維

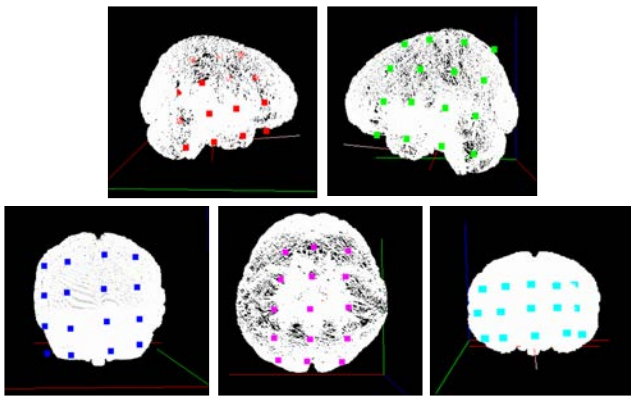


Fig. 8　標準脳に対する NIRS のプローブ位置

Table. 1　描画処理時間

表示画像	時間 [s]
構造画像	5
脳神経線維	1
指定した特定部位を通る神経線維	60
標準脳に対する NIRS のプローブ位置	5

6　今後の展望

本実験の結果から，本システムを用いることで標準脳の構造画像に対して，fNIRS の Probe 毎の CH の位置をマッピングできる事が確認できた．しかしながら，fNIRS の座標データは被験者毎の座標データであるため，頭の形や磁気計測をする環境などの違いにより，誤差が生じることが考えられる．そのため，正確に位置合わせをするための方法を検討する必要がある．また，指定した特定部位を通る神経線維の描画には時間が掛っているため，並列プログラミングを用いるなどの処理高速化が必要である．

7　まとめ

本稿では，指定した脳部位領域を通る脳神経線維，標準脳の構造画像上に fNIRS の Probe 毎の CH の位置のマッピング，といった 2 つの表示画像が正確に描画できているかの確認と描画にかかる処理時間の確認を目的として，実験を行った．そして，実験結果の表示画像から正確に描画できていることが確認できた．今後は，fNIRS の活性部位と同時に表示するために，MRI データと fNIRS データの座標を正確に位置合わせをする必要がある．

参考文献

1) 糸川昌成. 統合失調症とストレス. *MEDICAMENT NEWS*, 1794 号, pp. 1–3, 2004.

2) 村井俊哉. 統合失調症に神経回路の異常が関わることを MRI で同定-最新の解析技術を用いて病態の解明に貢献-. http://www.kyoto-u.ac.jp/ja/news_ data/h/h1/news6/2012/120904_1.htm, 2012.

3) キャサリン・ウェストブルック, キャロリン・カート・ロス. MRI 基礎と実践　カラー版. 西村書店, 2012.

4) 近赤外光脳機能イメージング装置 原理としくみ. http://www.an.shimadzu.co.jp/bio/nirs/nirs2.htm.

5) 株式会社日立メディコ. 光トポグラフィ装置 ETG-7100 取扱説明書. 改訂第 4 版, 2006.

異なる方略を用いた ワーキングメモリ課題訓練における 脳活動と白質形態の統合性の影響

小淵 将吾
Shogo OBUCHI

背景：ワーキングメモリ容量を向上させることにより，高次認知成績の向上が見込まれている

研究目的：効果的なワーキングメモリ容量の向上方法とその方法における脳活動，白質形態への影響の解明

発表の位置づけ：リーディングスパンテストに用いる異なる方略を訓練した際の脳活動と白質形態への影響の検討

方法：異なる方略を訓練し，訓練前後のワーキングメモリ課題の成績，脳活動，白質形態の変化を fMRI と DTI を用いて計測

結果：イメージ方略の訓練群においてのみ課題成績，脳活動，白質形態に訓練の影響が生じた

1　はじめに

われわれは日常生活において，会話や読書のように，情報を処理しながら聞く読むなどした内容を短い間だけ覚えておかなければならない場面に出会う．そのような場面で，情報の処理をしつつ，一時的に必要な情報を保持する働きを担うのがワーキングメモリである [1]．ワーキングメモリの概念は中央実行系の制御のもと，3 つのサブシステム (音韻ループ，視空間スケッチパッド，エピソードバッファ) からなると考えられている [2]．

- 中央実行系：サブシステムの実行に必要な容量を調節し，割り当てや入力刺激に対して選択的に注意を向ける調節機構
- 音韻ループ：会話や文章理解などの言語的な情報処理に関わる機構
- 視空間スケッチパッド：入力刺激を視覚イメージとして一時的に保持し，操作する機構
- エピソードバッファ ：音韻ループや視空間スケッチパッド，長期記憶から，今行っている作業に関連した情報を集めて処理する機構

個人がワーキングメモリ内に保持することができる最大の情報量はワーキングメモリ容量と呼ばれ，このワーキングメモリ容量には個人差があるということが心理学実験で示されている [1]．ワーキングメモリ容量の個人差は文章読解 [3] [4]，推論 [5] といった高次認知成績と関連があると報告されている．

近年，このワーキングメモリ容量は訓練により向上させることが可能であることが示されてきた [6]．ワーキングメモリ容量を向上させることで，反応抑制成績の向上 [7]，そして注意欠陥・多動性障害 (Attention Deficit/Hyperactivity Disorder: ADHD) の症状の改善 [8] が見込まれる．したがって効果的なワーキングメモリ容量の向上方法の発見が重要とされている．

中央実行系のワーキングメモリ容量の個人差を測定するテストとして Daneman・Carpenter (1980) によって考案されたリーディングスパンテスト (Reading Span Test: RST) が広く用いられている [4]．RST は，連続に提示される短文を，被験者自身に口頭で読ませながら，短文中の単語を記憶させる課題である．RST では，読みを行い，文章を理解する作業と，単語を記憶する作業の 2 種類の作業が必要である．そのため，RST により，読みと関連した言語性のワーキングメモリ容量の個人差の推定が可能である．

苧坂ら (2008) は，RST による言語性ワーキングメモリ容量の個人差と脳内神経ネットワークの検討を行っている．それによると，言語性ワーキングメモリの中央実行系の機能は，前部帯状回 (Anterior Cingulate Cortex: ACC)，前頭前野背外側部 (DorsoLateral PreFrontal Cortex: DLPFC) と上頭頂小葉 (Superior Parietal Lobule: SPL) の相互作用により働くと報告されている [9]．また，Osaka ら (2004) は functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)

を用いた実験の結果から，低成績者より高成績者の方が前部帯状回と左下前頭回 (Left Inferior Frontal Gyrus: L-IFG) においてより大きな賦活がみられることを示した [10]．

一方で，苧坂・西崎 (2000) や遠藤 (2013) は日本語版 RST の単語記憶における方略の個人差について検討した [11] [12]．主な方略を下記に示す．

- チェイニング：単語を繋げ作文をして記憶
- イメージ：単語をイメージして記憶
- リハーサル：単語を頭の中で繰り返し唱えて記憶

方略の個人差として，RST の高成績者は方略を必ず使用し，チェイニングやイメージを用いていたのに対し，低成績者は方略を用いないかリハーサルを行っているという報告がされている [11]．またイメージ方略において，高成績者は記憶するべき単語にのみ注意を制御してイメージ作成をしていることが明らかにされた [12]．

Osaka ら (2012) はイメージ方略の訓練が及ぼす RST の成績と脳活動の変化を検討した．訓練後では，被験者の成績が向上し，前部帯状回の脳活動が有意に増加したことを報告した [13]．したがって，方略の違いにより脳活動が変化することが明らかにされた．

一方で，Takeuchi (2010) らはワーキングメモリ課題の訓練が，白質形態の統合性にあたえる影響を，Diffusion Tensor Imaging (DTI) によって計測される拡散異方性の Voxel-based analysis (VBA) を用いた介入研究によって検討した．訓練後では，左頭頂間溝周辺の白質と脳梁体部の前部の拡散異方性 (Fractional Anisotopy: FA 値) の増加を確認し，その増加量は被験者の介入実験期間中のワーキングメモリ課題の訓練量と正の相関があることを示した [14]．したがって，ワーキングメモリ課題の訓練が，情報処理に関連する脳部位の白質形態に変化を引き起こすことが認められた．

上記のように，ワーキングメモリ課題の訓練により，ワーキングメモリ容量，脳活動，白質形態への影響が示されてきた．しかしながら，訓練に用いる方略によるこれらの関係については明らかにされていない．

したがって，本稿では，異なる方略によるワーキングメモリ課題の訓練が脳活動と白質形態に及ぼす影響を検討する．

2 実験方法

2.1 実験目的

本稿では，RST に用いる異なる方略によるワーキングメモリ課題の訓練が RST の成績，脳活動，白質形態にあたえる影響について検討する．これを調べるために，健常大学生を用いた介入実験を行った．ワーキングメモリ課題の訓練前後に RST 時の脳活動と脳白質形態を MR 装置を用いて計測した．ワーキングメモリ課題訓練と脳活動変化，そして白質形態の統合性変化の関係を明らかにするため，RST の成績 (行動データ)，fMRI データ，そして DTI データのそれぞれについて訓練前後の比較を行い，3 つのデータの関係を検討した．

2.2 被験者

本実験には，大学生 12 人 (男性 10 名，女性 2 名，平均年齢 : 22.3 ± 0.95 歳，右利き 11 名，左利き 1 名) が参加した．

2.3 実験手順

MR 装置を用いて，ワーキングメモリ訓練前に被験者の RST の成績と RST 時の脳活動，そして白質形態を計測した．MRI 撮像の手順は，まず位置決め画像の撮像を行い，次に fMRI 撮像，そして拡散強調画像の撮像，最後に構造画像の撮像の順に行った．

被験者 12 名中 8 名は 1ヶ月間ワーキングメモリ課題の訓練を行う訓練群，残りの 4 名は訓練をしない統制群とした．訓練を行った 8 名中 5 名はイメージ方略，3 名はリハーサル方略を用いて訓練を行うように指示した．被験者は執筆者が作成したコンピュータプログラムを用いて，ワーキングメモリ訓練を行った．このワーキングメモリ課題のプログラムをそれぞれの被験者に配布し，被験者個人のパーソナルコンピュータ上で 1 週間に 5 回のセットを 4 週間行うように指示した．課題訓練は 1 日に 1 回，RST の 5 文条件を 5 セット計 25 文を行ってもらった．また，訓練を行うことができない場合は，訓練を休んでも良いと指示し，1ヶ月後の

MRI 実験に 20 回分が終了するように調整した．被験者が課題を行っていることを確認するため，訓練を行った日付を報告するように指示した．

1ヶ月後に訓練前と同様に被験者の RST の成績，その際の脳活動と白質形態を計測した．

2.4　実験設計

本 fMRI 実験は，課題ブロックと統制ブロックの組み合わせを複数回繰り返し行う，ブロックデザインで行った．実験設計を Fig. 1 に示す．

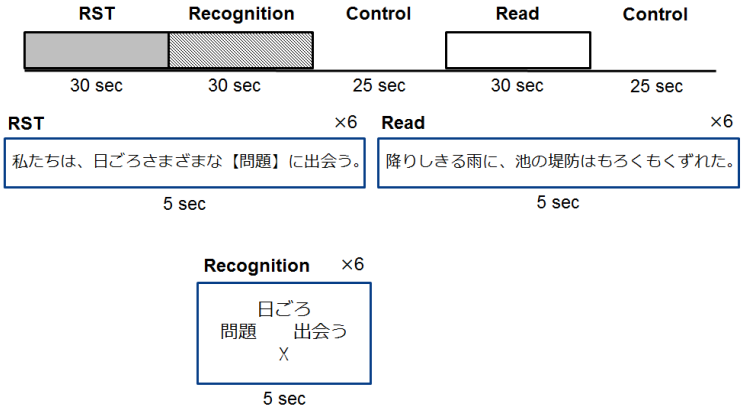


Fig. 1　fMRI の実験設計

1 セットの手順は下記の通りである．

1. RST
   文の黙読と同時に刺激単語を覚える．文を読んでいることを確認するため，黙読し終えたらボタンを押す．短文は 6 文あり，それぞれ 5 秒ずつ呈示される．
2. Recognition
   覚えた単語を RST で表示された順に想起する．スクリーンに表示された単語 3 つと X の中から，想起と一致するもののボタンを押す．回答は 5 秒ずつ呈示される．
3. Control
   スクリーンに「左」または「右」と表示されるので，表示された文字の側のボタンを押す．画像は 2.5 秒ごとに切り替わり呈示される．
4. Read
   文の黙読を行う．文を読んでいることを確認するため，黙読し終えたらボタンを押す．短文は 6 文あり，それぞれ 5 秒ずつ呈示される．
5. Control
   スクリーンに「左」または「右」と表示されるので，表示された文字の側のボタンを押す．画像は 2.5 秒ごとに切り替わり呈示される．

この 1〜5 を 4 回繰り返し，1 セッションとする．被験者は MRI 装置の中でこの実験を 2 セッション実施した．

2.5　実験環境

本研究では，MR 装置 (Echelon Vega 1.5T, 日立メディコ社製)，評価用インタフェース (fORP 932 Subject Response Package, Cambrige Research Systems 社製)，実験の画像呈示ソフト (Presentation, Neurobehavioral System Inc.) を使用した．脳機能画像として，Gradient-Echo Echo-Planer Imaging (GE-EPI) 法を用い EPI を，脳構造画像として Rf-Spoiled Steady state Gradient-echo (RSSG) 法を用いて T1 強調画像を，そして拡散強調画像として Diffusion-Weighted Echo-Planer Imaging (DW-EPI) 法を用いて EPI を撮像した．それぞれの画像撮像に用いた MR 装置のパラメータを Table. 1 に示す．

Table. 1　MRI のパラメータ

パラメータ	機能画像	構造画像	拡散強調画像
Sequence	GE-EPI	RSSG	DW-EPI
TR $[ms]$	2500	9.4	2317
TE $[ms]$	50	4.0	74.3
Flip Angle	90	8	90
Field of View $[mm]$	240 × 240	256 × 256	240 × 240
Matrix Size $[pixel]$	64 × 64	256 × 256	128 × 128
Plane	Axial	Axial	Axial
Mode	Interleaved		Interleaved
Slice Number	20	192	50
Thickness $[mm]$	6.0	1.0	3.0
Slice Interval $[mm]$	6.0	1.0	3.0
b Value $[s/mm^2]$			1000
Motion Probing Gradient			21

2.6　解析手法

2.6.1　行動データの解析

訓練前後の RST 成績を対応のある t 検定 (paired-t test) で比較した ($p < .05$)．本実験では訓練による効果の大きさを検出するために，効果量 (Effect size) を算出した．効果量を表す指標は多く存在するが，今回用いた群ごとの平均値の差を標準化した効果量の代表的な指標である Cohen's d を以下に示す (式 (1))．

$$d = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{s_x^2 + s_x^2/2}} \tag{1}$$

また外れ値の算出方法として Interquartile method を用いた．Interquartile method とは，Interquartile range (IQR) を利用した外れ値検出方法のひとつで，データのサンプル数が少ない場合に用いられる手法である．

2.6.2　fMRI の解析

統計解析を行う前に，撮像によって得られたスライス画像に対して体動の除去や，複数の被験者の脳の形状を揃える処理を行う．その一連の処理は，Statistical Parametric Mapping 8 (SPM 8; Wellcome Department of Cognitive Neurology) と MATLAB (Mathworks Inc.) を用いて行った．前処理の詳細を下記に示す．

- Realignment：計測中の頭部の動きなどを補正
- Coregistration：個人脳の機能画像と構造画像間での位置合わせ
- Normalization：個々の脳画像を MNI 標準脳に合うように変形・調整
- Smoothing：雑音の多い fMRI データにガウシアンフィルタを適用 (Full Width at Half Maximum：FWHM = 8 mm)

上記の前処理ののち SPM 8 を用いて，ブロックデザインの個人解析と集団解析を行った．

- 個人解析：各被験者の画像の時系列データに，ボクセル毎の重回帰分析を適用し，得られたパラメータを用いた統計的推定
- 集団解析：個人解析で求めたコントラストを用いて，変量効果モデルに基づき，被験者間で対応のある t 検定を用いた統計的推定

脳活動の領域を特定するため，Automated Anatomical Labeling (AAL) [15] を用いた．また，脳活動の度合いを検討するため，MarsBar[16] を用いて，関心領域 (Region of Interest: ROI) を作成し，BOLD 信号変化率を算出した．

2.6.3　DTI の解析

画像データの前処理および画像統計解析は SPM 8 と MATLAB を用いて行った．前処理の詳細を以下に示す．

- Normalization：個々の脳画像を MNI 標準脳に合うように変形・調整
- Coregistration：訓練前の T2 強調画像 (b0 画像) と訓練後の T2 強調画像 (b0 画像) 間での位置合わせ
- Smoothing：雑音の多い FA マップにガウシアンフィルタを適用 (FWHM = 10 mm)

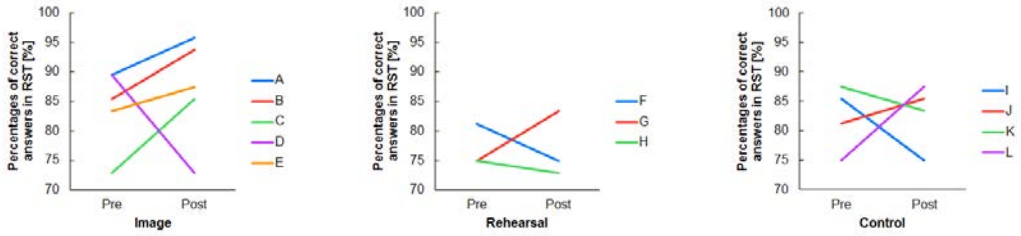
上記の前処理ののち，各被験者の介入前後の FA マップを集団レベルの対応のある t 検定に用いた．この統計解析において，解析を白質領域にのみ絞って行うために，全被験者の拡散異方性が訓練前後とも 0.2 以上の値を示すボクセルのみを統計解析の対象とした．これによって，ワーキングメモリ訓練後に拡散異方性 (FA 値) の上昇を示す領域を調べた．

3　結果

3.1　行動データ

訓練前後の各群における RST 成績の変化を Fig. 2 に示した．被験者 D は介入後に RST の正答率が著しく低下したため，Interquartile method を用い，外れ値と判定し，データから除外した．

対応のある t 検定と効果量を用いて訓練前後の比較をした結果を Table. 2 に示した．イメージ方略の訓練群においてのみ，RST の成績は有意に上昇した (paired-t test , t (4) = -4.39, p < .05) ．また，効果量において，一般的に効果が大きいとされている 0.5 以上の値が得られた．



(a) Image　　(b) Rehearsal　　(c) Control

Fig. 2　RST の正答率の変化

Table. 2　群ごとの訓練の影響

Strategy	Pre [%]	Post [%]	p value	Effect size
Image	82.81 ± 7.09	90.63 ± 4.96	0.02	1.26
Rehearsal	77.08 ± 2.95	77.08 ± 4.50	0.50	0.00
None	82.29 ± 4.77	82.81 ± 4.75	0.46	0.11

3.2　fMRI データ

3.2.1　集団解析

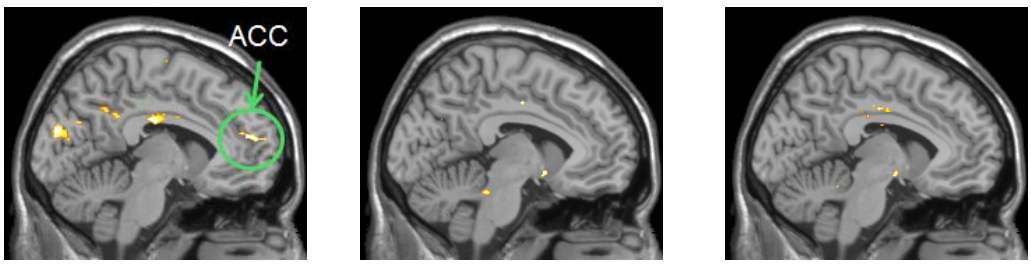
各群の訓練後において，Read 条件に対する RST 条件の脳活動に有意な差が生じた領域を Table. 3 に示す (paired-t test, p < .001, uncorrected; extent threshold voxels = 10)．クラスター領域は 10 voxel 以上で多重比較補正なしの p < .001 のものを有意な差がある領域とした．また，MNI 座標 x = 6 における Sagittal 画像を Fig. 3 に示す (paired-t test, p < .001, uncorrected; extent threshold voxels = 10)．画像のスライス方向は左: Anterior，右: Posterior である．

3.2.2　BOLD 信号変化率

ワーキングメモリの中央実行系，視空間スケッチパッド，音韻ループを担うと報告されている前部帯状回 (ACC)， 両前頭前野背外側部 (DLPFC)，両下前頭回 (IFG)，両上頭頂小葉

Table. 3　Read 条件に対する RST 条件における訓練後に有意な脳活動の上昇を示した領域 (p < .001 uncorrected; extent threshold voxels = 10)

Cortical region	x	y	z	zscore	Cluster size
Image					
Left Inferior Parietal	-32	-58	40	4.61	53
Right Frontal Middle	36	10	62	4.59	14
Left Precuneus	-4	-50	38	4.53	54
Left Inferior Frontal	-48	30	22	4.43	40
Right Superior Occipital	28	-82	24	4.41	23
Right Cuneus	18	-74	32	4.40	24
Right Anterior Cingulate	6	48	16	4.23	13
Left Caudate	-20	-12	28	4.17	21
Right Middle Cingulate	0	-18	26	3.99	22
Left Paracentral Lobule	-14	-26	80	3.91	11
Rehearsal					
Control					
Right Inferior Frontal	40	28	28	4.90	64
Right Middle Cingulate	4	-12	36	4.25	12
Right Angular	54	-54	34	4.19	26
Right Superior Temporal	48	-36	8	4.09	31
Left Superior Parietal	-18	-60	60	4.03	19
Right Middle Occipita	48	-74	30	4.00	18
Left Middle Frontal	-44	-28	46	3.99	21
Right Superior Frontal	20	48	18	3.96	16
Right SupraMarginal	60	-38	36	3.87	28
Left Superior Temporal	-66	-32	18	3.78	18



(a) Image　(b) Rehearsal　(c) Control

Fig. 3　訓練後に有意な脳活動の上昇を示した領域 (paired-t test, p < .001, uncorrected; extent threshold voxels = 10; x = 6)

(SPL)，両下頭頂小葉 (Inferior Parietal Lobule: IPL)，両楔前部 (Precuneus) の RST 時の BOLD 信号変化率の結果を Fig. 4 に示す.

Fig. 4 より，イメージ方略の訓練群の左下前頭回 (paired-t test, t (4) = -8.49, $p < .01$) と左上頭頂小葉 (paired-t test, t (4) = -3.36, $p < .05$) においてのみ，有意な差が認められた.

3.3 DTI データ

介入前後の FA マップを集団レベルの対応のある t 検定に用いた結果を Fig. 5 に示す．イメージ方略の訓練群のみに，訓練後の拡散異方性 (FA 値) の有意な増加が右下側頭回に認められた (x, y, z = 46, -42, -16; paired-t test, t (4) = 21.10, $p < .001$, uncorrected; extent threshold voxels = 10).

4 考察

4.1 方略による訓練効果

Table. 2 より，イメージ方略の訓練群において，RST の成績は上昇傾向であり，リハーサル方略の訓練群で成績の上昇が認められなかった．したがって，イメージ方略は効果的な方略であることが示された．イメージ方略の訓練により，成績の上昇が見られるのは Osaka (2012)[13] らの結果と一致している．イメージ方略を用いることにより，記憶すべき単語の情報を視空間スケッチパッドに配分し，音韻ループの負荷を少なくすることで記憶痕跡を強めたと考えられる．一方で，イメージ方略の訓練群の中にも成績の向上が見込めなかった被験者が 1 人いたことから，全ての人に有効であるとは言えず，個人によって，向き不向きがある事が示唆された.

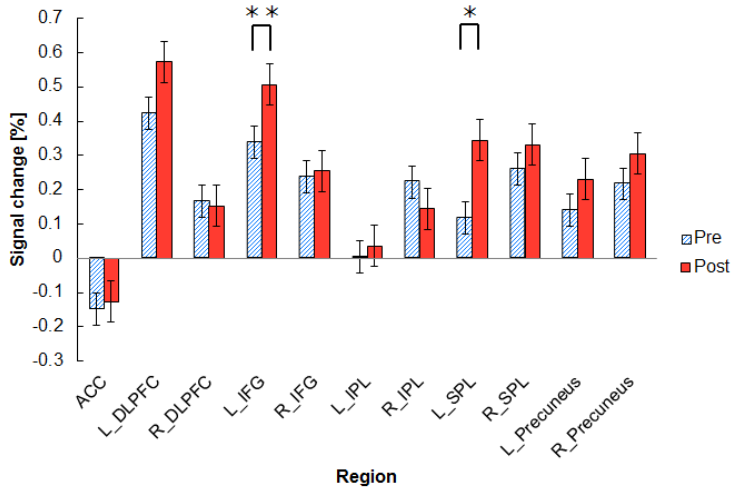
リハーサル方略の訓練群で成績が向上しなかった理由は以下のように考察できる．苧坂・西崎 (2002) や遠藤 (2012) は RST の低成績群の多くがリハーサルの方略を用いられていることを報告しているため，リハーサル方略が効果的な方略ではない事が予測できる．RST は文を読むということで音韻ループを使用しているため，記憶すべき単語に音韻的な記憶手法を用いた場合，構音抑制効果が働くことが考えられる．構音抑制効果とは，単語の記憶を行う際に発話することによって，音韻ループの機能の 1 つである，構音リハーサルが阻害される現象である．これによって，記憶痕跡の形成が不十分となり，成績が著しく落ちることが報告されている [17]．本実験結果と以上の理由により，RST において，リハーサル方略のような音韻的な記憶手法を用いることは効果的であるとは言えず，訓練を行っても成績の向上が見込めないことが考察される.

4.2 訓練による脳活動への影響

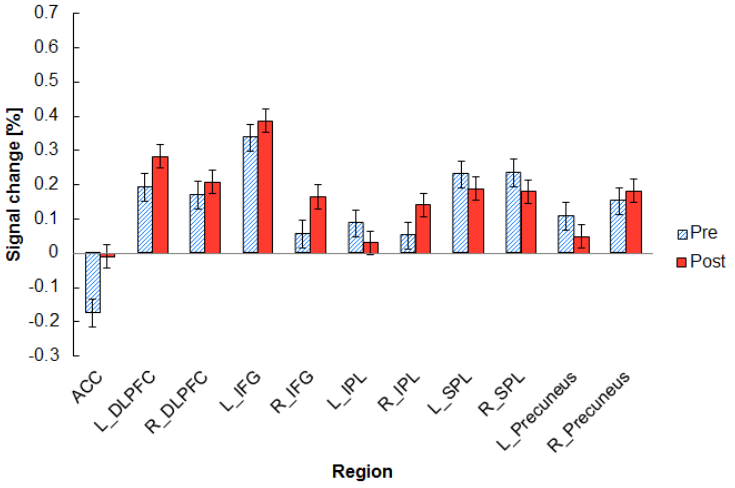
fMRI の集団解析の結果より，イメージ方略の訓練群のみに訓練後に前部帯状回に有意な脳活動の増加が認められた．前部帯状回は中央実行系の中でも抑制制御や認知的葛藤をモニタリングするなどを行っていると報告されている [18) 19)]．したがって，本実験のイメージ方略の訓練群では訓練後に記憶すべき単語以外の情報を抑制する働きをうまく行っていたことが予測できる.

一方で，リハーサル方略の訓練群ではどの領域にも有意な脳活動の増加がみられなかった．本実験では，訓練前の実験において方略を調査しなかったため，訓練前と訓練後で方略を変化させたのかは観察できない．つまり，リハーサル方略の訓練群は元からリハーサルの方略を用いて RST に取り組んでいた可能性が考えられる．そのため，訓練後に脳活動の有意な差が生じなかったと考察する．したがって，今後は訓練前の方略や RST の成績を各群で揃えて，訓練を行っていく必要がある.

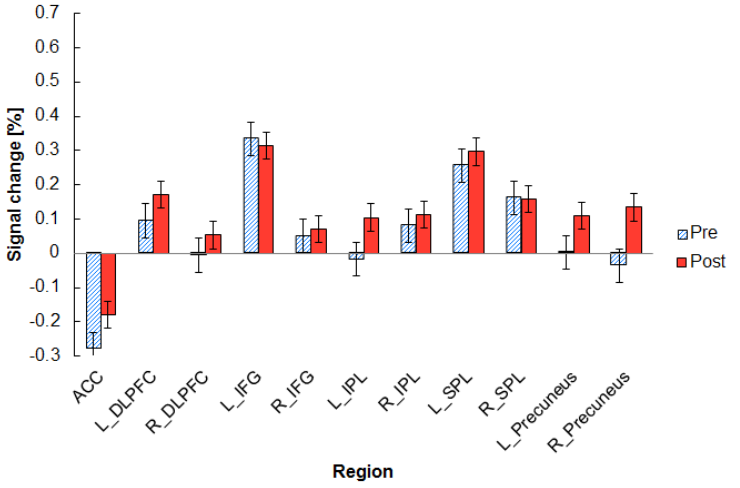
Fig. 4 より左下前頭回と左上頭頂小葉において訓練前後に有意な差がみられたため，これらの部位の脳活動の変化はイメージ方略訓練をしたことによる影響だと考えられる．Osaka (2004) らの研究では，高成績者群では左下前頭回の BOLD 信号変化率が低成績者群よりも有意に上昇していたことを報告している [10]．また，上頭頂小葉は中央実行系の役割のひとつである注意のフォーカスを担っているとされている [9]．この働きにより，刺激単語にのみ注意を集中させていたと考えられる．したがって，これらの機能の働きにより，イメージ方略の訓練群では，訓練後の成績の上昇につながった.



(a) Image

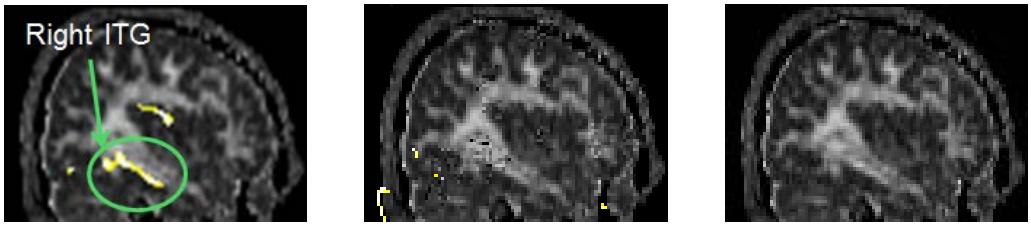


(b) Rehearsal



(c) Control

Fig. 4　平均 BOLD 信号変化率 (**$p < .01$, *$p < .05$)



(a) Image (b) Rehearsal (c) Control

Fig. 5 訓練後に有意な FA 値の上昇を示した領域 (paired-t test, $p < .001$, uncorrected; extent threshold voxels = 10; x = 42)

4.3 訓練による神経白質形態への影響

Fig. 5 より，イメージ方略の訓練群にのみ，訓練後に右下側頭回において FA 値の有意な増加が認められた．FA 値の増加の理由として，ワーキングメモリ課題の訓練中の脳活動により髄鞘形成されたことが考えられる．右下側頭回は腹側視覚皮質路の一部であり，この経路は視覚対象の認識や形状の表象と関係している．また，視覚刺激の短期記憶と長期記憶に関連する部位であると報告もされている [20]．そして側頭葉と後頭頭頂葉は視覚イメージを行う上で重要な役割を担うと考えられている [21]

ゆえに，イメージ方略の訓練をすることにより，この部位における情報伝達が多く生じ，神経の髄鞘化が生じたと考えられる．この髄鞘化により，神経ネットワーク内の連絡は効率的なものになり，それがワーキングメモリ課題の成績向上につながった可能性が示唆された．

5 まとめと展望

本稿では，RST に用いる異なる方略のワーキングメモリ課題の訓練がどのように RST の成績，脳活動，白質形態に影響するのかを検討した．そのため健常大学生を用いた介入実験を行い，ワーキングメモリ課題の訓練前後に fMRI と DTI で計測される，脳活動と神経白質形態の変化をデータとして用いた．

実験の結果，イメージ方略の訓練群においてのみ，訓練前後で RST の成績に有意な差がみられた．同時に前部帯状回の脳活動が有意に増加し，左下側頭回の FA 値が増加した．したがって，訓練の方法により，成績や脳活動，白質形態への影響が異なることが示唆された．しかしながら，訓練前の被験者を統制せずに群わけをおこなったため，方略による脳活動の差異は観察できなかった．今後は訓練前の統制を行い訓練前の群による違いを可能な限りなくすとともに，被験者の数を増やすことで，実験の精度をあげていく．

参考文献

1) A. Baddeley and G. Hitch. *Working memory. In The psychology of learning and motivation.* Academic Press, 8 edition, 1974.

2) A. Baddeley. The episodic buffer: A new component of working memory. *Trends in cognitive Sciences*, Vol. 4, No. 11, pp. 417–423, 2000.

3) M. A. Just and P. A. Carpenter. A capacity theory of comprehension: Individual differences in working memory. *Psychological Review*, Vol. 99, No. 1, pp. 122–149, 1992.

4) M. Daneman and P. A. Carpenter. Individual differences in working memory and reading. *Journal of Verbal Learning and Verbal Behavior*, Vol. 19, No. 4, pp. 450–466, 1980.

5) P. C. Kyllonen and R. E. Christal. Reasoning ability is (little more than) working-memory capacity. *Intelligence*, Vol. 14, No. 4, pp. 389–433, 1990.

6) P. J. Olesen, H. Weserberg, and T. Klingberg. Increased prefrontal and parietal activity after training of working memory. *nature neuroscience*, Vol. 7, No. 1, pp. 75–79, 2004.

7) T. Klingberg, E. Fernell, P. J. Olesen, M. Johnson, P. Gustafsson, K. Dahlstrom, C.G. Gillberg, H. Forssberg, and H. Westerberg. Computerized training of working memory in children with ADHD-a randomized, controlled trial. *Journal of American Academy of Child and Adolescent Psychiatry*, Vol. 44, No. 2, pp. 177–186, 2005.

8) R. A. Barkley. Behavioral inhibition, sustained attention, and executive functions: Constructing a unifying theory of ADHD. *Psychological Bulletin*, Vol. 121, No. 1, pp. 65–94, 1997.

9) 苧坂直行. ワーキングメモリの脳内表現. 京都大学学術出版会, 第 1 版, 2008.

10) N. Osaka, M. Osaka, H. Kondo, M. Morishita, H. Fukuyama, and H. Shibasaki. The neural basis of executive function in working memory : an fMRI study based on individual differences. *NeuroImage*, Vol. 21, No. 2, pp. 623–631, 2004.

11) 苧坂満里子, 西崎友規子. ワーキングメモリの中央実行系での処理特性–RST 遂行における統合と理解–. 脳とワーキングメモリ, pp. 203–223. 京都大学学術出版会, 第 1 版, 2000.

12) 遠藤香織, 苧坂満里子. 日本語版リーディングスパンテストにおける方略利用の個人差. 心理学研究, Vol. 82, No. 6, pp. 554–559, 2012.

13) M. Osaka, Y. Otsuka, and N. Osaka. Verbal to visual code switching improves working memory in older adults: an fMRI study. *Frontiers in Human Neuroscience*, Vol. 6, p. 24, 2012.

14) H. Takeuchi, A. Sekiguchi, and Y. Taki. Training of working memory impacts structural connectivity. *The Journal of Neuroscience*, Vol. 30, No. 9, pp. 3297–3303, 2010.

15) T. N. Mazoyer, N. Landeau, D. Papathanassiou, F. Crivello, O. Etard, N. Delcroix, B. Mazoyerand, and M. Joliot. Automated Anatomical Labeling of Activations in SPM Using a Macroscopic Anatomical Parcellation of the MNI MRI Single-Subject Brain. *NeuroImage*, Vol. 15, No. 1, pp. 273–289, 2002.

16) M. Brett, R. Valabregue J. L. Anton, and J. B. Poline. Region of interest analysis using an SPM toolbox. In *NeuroImage*, Vol. 16, 2002.

17) アラン・バドリー. ワーキングメモリ—思考と行為の心理学的基盤. 誠信書房, 第 1 版, 2012.

18) E. E. Smith and J. Jonides. Storage and executive processes in the frontal lobes. *Science*, Vol. 283, No. 5408, pp. 1657–1661, 1999.

19) T. S. Braver, D. M. Barch, J. R. Gray, D. L. Molfese, and A. Snyder. Anterior cingulate cortex and response conflict: Effects of frequency, inhibition and errors. *Cereb. Cortex*, Vol. 11, No. 9, pp. 825–836, 2001.

20) E. K. Miller, L. Li, and R. Desimone. Activity of neurons in anterior inferior temporal cortex during a short-term memory task. *The Journal of Neuroscience*, Vol. 13, No. 4, pp. 1460–1478, 1993.

21) 福田淳, 佐藤宏道. 脳と視覚—何をどう見るか. 共立出版株式会社, 第 1 版, 2002.

リーディングスパンテスト課題時における fNIRS を用いた男女の脳機能検討

佐藤 之宏
Yukihiro SATO

背景：日常生活を送るために必須である，ワーキングメモリ容量の減少を防ぐ必要がある．

研究目的：普段会話を行う際に必要な言語性ワーキングメモリに着目し，男女差の検討を目的とする．

発表の位置づけ：リーディングスパンテストを用いたワーキングメモリ容量の検討および男女の脳機能に関して検討を行う．

方法：リーディングスパンテストの成績結果より，男女の脳機能の違いを検討する．

結果：リーディングスパンテストを通して男女の脳血流変化の差異はなかった．

1　はじめに

人が普段生活を行う際には，読んだり聞いたりした内容を保持し，同時に処理を行うといった並列処理によって行動に反映させている．例えば，会話を行う場面では，相手の話した内容を覚えながら口で話す，といった並列処理を行わなければならない．Working memory:WM はこうした情報の処理と，処理した内容を一時的に保持する機能を支えている．WM は個人により容量が違い，容量はトレーニングによって増加させることができると考えられている [1]．こうした WM の個人差は特に認知活動の一つである言語理解に影響すると指摘されており，先行研究 [2] では，magnetic resonance imaging :fMRI を用いることによりワーキングメモリの容量の違いを検討されている．しかし，fMRI は時間分解能が低いため時系列の変化を観察することは困難である．そこで，本稿では時間分解能の高い fNIRS(functional Near-infrared spectroscopy) を用いて，リーディングスパンテスト低成績者による男女差を検討し，男女の脳機能の差およびワーキングメモリ容量の違いについて検討する．

2　ワーキングメモリ

WM は前頭葉の中心に位置し, 目標思考的な課題や作業の遂行にかかわる短期性記憶のことである [3]．例えば，文を読む過程では言葉の意味を追いながら，少しの時間既に読んだ内容を心の中に保持しておく必要がある．文を読む過程では，文字のパターン認知と単語の意味処理を並列的に進行している．処理内容を一時的に保持し，それらの情報を逐次統合している．このような情報の処理と保持が行われる一時的な記憶がワーキングメモリである．ワーキングメモリは容量と並列作業における使い方が個人により決まっている．

ワーキングメモリの概念は言語的な情報処理に関わるサブシステムとそれらを制御する中央実行系で成り立っている．ワーキングメモリのモデル図を Fig. 1 に示す．サブシステムとは言語的な情報処理に関わる音韻ループ，言語化できない情報を視覚情報・空間情報として維持する視空間スケッチパッド，一時的に情報を保持するエピソードバッファの 3 つから成り立つと考えられている．本稿ではワーキングメモリの概念で一番重要な制御作用を果たす中央実行系と，リーディングスパンテストが言語性ワーキングメモリであることから音韻ループについて着目する．ただし，中央実行系は前頭前野背外側部，音韻ループは左下前頭回にあるとされている [1]．

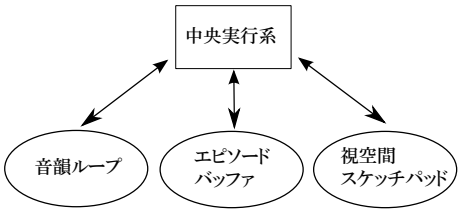


Fig. 1　ワーキングメモリモデル図

3　リーディングスパンテスト

ワーキングメモリ容量の個人差を測定するために並列処理を必要とする二重課題法がある．その課題の中でも，よく利用されているものが Daneman & Carpenter により開発されたリーディングスパンテスト (RST) である [4]．RST とは，情報の処理と，処理した情報を一時的に保持する機能を支える，ワーキングメモリ容量の個人差を測定するために開発されたテストである．RST では，読みの過程における，情報の処理と保持という両過程の並列的な処理効率が測定される．テスト内容は，次々と提示される短文を被験者自身に，口頭で読ませながら, 短文中の単語を保持させていくものである．このように RST では単語を保持することにのみワーキングメモリを費やすのではなく，単語の保持と同時に読みという認知処理も並列的に進行させなければならないものである．

4　実験

4.1　実験目的

RST を用いて，ワーキングメモリ容量と低成績者脳血流変化の男女差を検討する．なお，ワーキングメモリ容量に関しては RST が言語性ワーキングメモリを使用することから，中央実行系，音韻ループに着目して検討を行う．

4.2　実験概要

苧坂らの日本語版 RST[1] を参考に実験を行った．用いた短文は高等学校の教科書から抜粋した．短文は画面に 1 行で収まるようにし，解答時間には白紙の画面を表示した．暗記するターゲット語は文中の単語の下に赤線を引き，示した．先行研究 [1] において，低成績者と高成績者の差が大きく出たのは 5 文条件であったので，5 文条件の RST を行う際の脳血流を測定した．実験設計を Fig. 2 に示す．

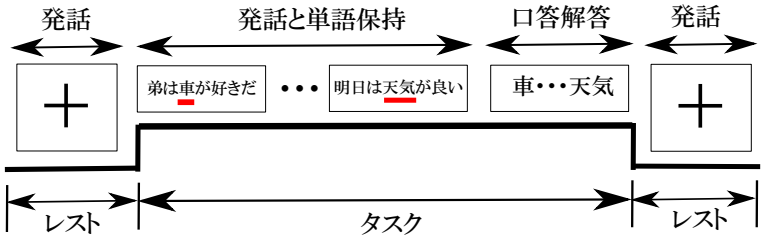


Fig. 2　実験設計

1. レスト:60 秒間画面を注視しながら「あいうえお」と発話する．
2. タスク (RST):画面に提示された文章を音読しながら，赤線で引かれた単語を保持する．合計 5 文行う．
3. タスク (解答):口頭で保持した単語を答える．
4. タスク (繰り返し):2，3 を 5 回繰り返す．
5. レスト:60 秒間画面を注視しながら「あいうえお」と発話する．

4.3　実験環境

22 名 (男性:13 名，女性:9 名) に参加して頂き，fNIRS 装置を用いて脳血流変化量を測定した．fNIRS は日立メディコ製の ETG-7100 の 3 プローブ (72 チャンネル) を用いて国際 10-20 法に基づき，前頭部および両側頭部に設置した．室温は 21.3〜24.5 ℃，湿度は 47〜52 %である．実験風景を Fig. 3 に示す.

Fig. 3　実験風景

4.4　検討方法

得られたデータを ETG-7100 内でフィルタ処理としてローパスフィルタ 1.0Hz をかけた．次に，アーチファクトと呼ばれる体動などによる脳機能に関係しない Oxy-Hb の変化を軽減するために，移動平均時間 10s で脳血流変化量を移動加算平均処理した．さらに，レストとタスクとの差を比較するためタスクが始まる直前 10 秒と終了 30 秒後の 10 秒間でベースライン処理を行った．なお，着目部位はワーキングメモリの概念で制御機能を果たす中央実行系と，言語に関わる処理を行う音韻ループに着目する．中央実行系は前頭前野背外側部 (Dorsolateral prefrontal cortex:DLPFC)，音韻ループは左下前頭回 (Left Inferior frontal gyrus:LIFG) にあるとされている．前頭前野背外側部と左下前頭回は Fig. 4 に示すチャンネルを加算平均した値を用いた．なお，正答率は正解した単語の数を課題数 25 で割った値を使用した.

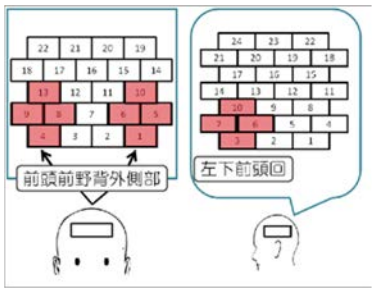


Fig. 4　前頭前野背外側部と下前頭回

5　実験結果

課題成績の結果を以下の表 Table. 1 に示す．この結果より低成績者の男性と女性との比較を行う．解析では，以前に測定したデータも含めて男性 13 名，女性 9 名で行う．本実験では，検討は男性女性の低成績で行う.

Table. 1　RST 成績

被験者	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
正答率 (%)	44	48	52	52	52	52	28	32	32	44	40	64	40

RST5 文条件を 5 回繰り返した時の脳血流変化例を Fig. 5 に示す．左の図が男性低成績者，右の図が女性低成績者である．また，青色が LIFG，赤色が DLPFC の Oxy-Hb 濃度変化である．これより着目していた左下前頭回や前頭前野背外側部に活性が見られることがわかる.

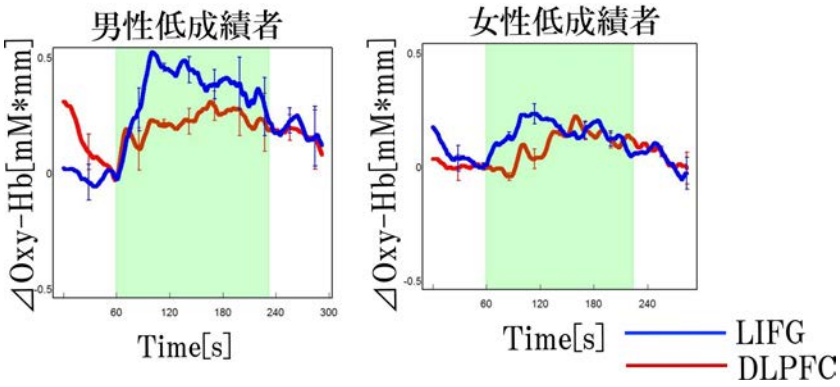


Fig. 5　前頭前野背外側部と下前頭回

6　考察

男性と女性の低成績者のグラフを比較すると，低成績群男性はタスク時に LIFG が DLPFC に比べ常に活性している傾向が見られた．低成績女性は初めに LIFG が活性し，後から DLPFC が活性するという傾向が見られた．LIFG には言語処理を担っているとされるブローカ領域があるので，活性が異なると単語の覚え方に差がある可能性が考えられる．実験後に単語を保持する際の方略のアンケートをとると，低成績男性群では主に頭の中で覚えた単語を復唱しているため,，低成績女性群は頭で単語をイメージしたり，同じく単語を頭の中で復唱したりと方略が各被験者により異なった．低成績男性群は頭の中で単語を復唱しているため，女性群に比べ言語処理を担っている LIFG が特に活性していると考えられる．低成績女性群はタスク中に方略を変えたり，思考錯誤している間にタスクが進んでしまった結果，後半 DLPFC が上昇した後，DLPFC と LIFG が上下に微動していると考えられる．どちらの低成績群も DLPFC の活性が認められたが，RST は言語の処理と注意の保持が処理資源を分け合っているという報告 [1] があり，そのため，言語処理が上手く機能できなかったため，言語処理の違いを補うために注意の機構に関わる部位を活性させることで，言語処理に対応したと考えられる．以上より本実験結果では，男性低成績群のグラフより，言葉を復唱して保持する場合，言語処理を担う LIFG が活性し，女性低成績群のグラフより言語処理を上手くできない場合，注意の機構である DLPFC を活性させることで機能を補っていることが考えられた．

7　まとめ

本研究では，RST を用いて低成績群の男女間の脳血流変化について検討することを目的とした．男女ともに RST を行う際の単語保持の方略が違うため，活性が異なると考えられた．男女両群 DLPFC の活性が見られた理由としては，上手く言語処理ができなかった際にその機能を補うため活性したと考えられる．

参考文献

1) 苧坂直行．ワーキングメモリの脳内表現．京都大学, 改訂第 5 版, 2008.

2) H.Kondo N Osaka, M Osaka and M.Morishita. The neural basis of executive function in working memory : an fmri study based on individual differences. *NeuroImage*, Vol. 21, pp. 623–631, 2004.

3) 横川博一中西弘. 第 (7) 巻. 広島大学心理学研究, リーディングスパン・テストにおけるターゲット語と刺激文の検討, (2007).

4) 横川博一中西弘．日本語リーディングスパンテストの再生成績に影響を与える処理要因ー日本語英語学習者を対象にした実証研究ー, 第 11 巻. 信学技報, (2011).

fNIRS を用いた視聴覚刺激に対する脳の情報統合処理機構の考察

滝 謙一
Kenichi TAKI

背景：脳における異種感覚情報の統合機構は研究が不十分

研究目的：異種感覚情報を入力した際の脳の情報処理機構の解明

発表の位置づけ：視覚および聴覚刺激を入力した場合の脳活動を見る

方法：正弦波音とチェッカーボード画像を単体および同時に提示した際の fNIRS データを比較

結果：単体では頭頂部，同時に提示した場合は側頭部が活性した

1　はじめに

人間は外界と自分自身の状況を感覚器官からの情報を用いて知覚している．各感覚器官からの情報の処理を行う感覚野については多くの研究が行われているが，異種感覚の統合については未知の部分が多い [1]．人間は日常生活において様々な感覚情報にさらされており，単体の感覚情報を処理するのと同時に，異なる感覚情報の統合処理を行っている．異種感覚の統合を行うことができなければ，異なる感覚情報の関係性の理解に障害をきたしてまう．このことから異種感覚の統合領域が知覚において重要な役割を果たしていることがわかる．

そこで本研究は，視覚刺激と聴覚刺激を単体および同時に提示した際の脳活動を機能的近赤外分光測定装置 (functional Near-Infrared Spectroscopy: fNIRS) を用いて計測し，それらを比較することで，脳の異種感覚情報の統合処理機構を検討する．本実験では，視覚刺激には反転し続けるチェッカーボード画像，聴覚刺激には 1000 Hz の正弦波音を用いた．

2　視覚野

視覚野は後頭葉に存在し，視覚情報の処理機能ごとに一次～五次視覚野（V1～V5）に領域がわかれている [2]．V1～V5 の位置は Fig. 1(a) に示す．低次から高次の順に処理が行われ，高次の領域になるにつれてより高度な処理を行っている．

2.1　一次視覚野（V1）

V1 は視覚刺激を最初に受け取る視覚野である [3]．視覚刺激の空間情報を再現しており（網膜部位対応再現），ある視覚刺激の視野位置と V1 の反応部位は対応している．それぞれの部位は形，幅，輪郭の傾き方向，運動方向，色を検出する機能を持っている．網膜部位対応再現は視野の中心を V1 の広い面積で行い，周辺視野は比較的狭い範囲で行われる．これは視野の中心（中心窩）の光刺激受容野が集中しており，情報量が多いためである．

2.2　二次視覚野（V2）

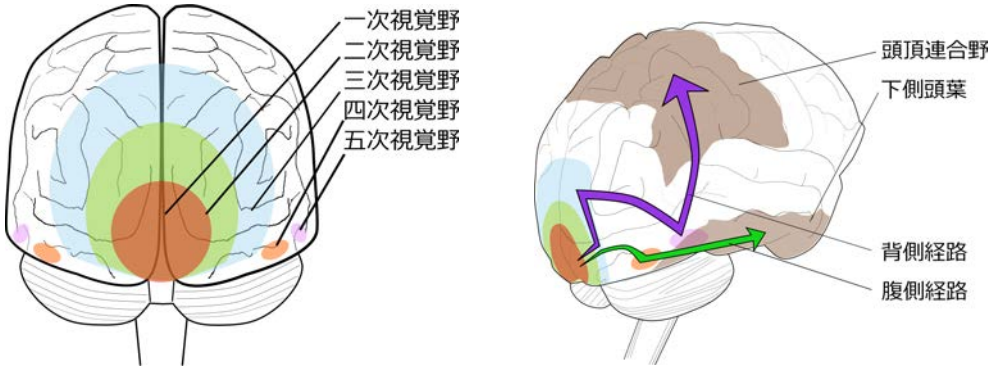
V2 は主観的輪郭線の検出を行う．実際には存在しない線（主観的輪郭線）が見える現象を Ehrenstein 現象と呼ぶ [4]．これは手前の物体によって一部が隠れていてもその輪郭を脳内で復元するために備わっている機構だと考えられている．

2.3　三次視覚野（V3）

V3 は背側と腹側で処理機能が異なる [4]．腹側 V3 は色の処理を行い，物体の認識にかかわるのに対し，背側 V3 は物体の傾きや動いている物体の向きの処理を行う．

2.4　四次視覚野（V4）

V4 は色選択性ニューロンを多く有し，色覚に大きく関与する視覚野である [4]．色の恒常性知覚に対応する活動を行っている．V1 が視対象から反射された光の波長そのものに反応する



(a) 視覚野　　(b) 視覚経路

Fig. 1　視覚情報処理領域

のに対し，V4 は周囲の波長を比較し，色の恒常性のもととなる安定な色応答を示す．色だけでなく，形，傾き，長さ，空間周波数の分析にも特化している．曖昧な形の認知，色の恒常性において重要な役割を持っている領域である．

2.5　五次視覚野（V5）

V5 は動きの分析を行う領域である [4]．MT 野（middle temporal）と MST 野（medial superior temporal）で構成されており，それぞれ処理が異なる．MT 野は動きの方向の検出，MST 野は動きの予測を行うと考えられており，眼球運動の制御に関与しているとみられている．

2.6　視覚処理経路

視覚情報は処理内容によって送られる脳領域が，腹側経路と背側経路の二つに分かれる [2]．腹側経路と背側経路を Fig. 1(b) に示す．

色や形など物体の認識にかかわる情報は腹側経路を通り，V1～腹側 V3 を経て V4，下側頭葉へ送られる．下側頭葉は側頭連合野の一部で複雑な形の認識や，顔の認識を相貌認識領域と呼ばれる場所で行っている．顔認識を行った場合その情報は情動を司る扁桃体や前頭部で更なる処理を行う．

背側経路の場合，視覚情報は V1，V2，背側 V3，V5，頭頂連合野を通り，視対象との位置関係やその動きの認識にかかわる処理を行う．頭頂連合野は体制感覚野が存在しており，視覚情報と統合することで視対象との位置関係を知覚している．物体との位置関係，物体の動きをもとに，人間は動きの計画を立てることができる．

3　聴覚野

聴覚野は側頭部の上側頭回に存在し，聴覚情報の処理を行う [5]．聴覚野の位置を Fig. 2 に示す．聴覚野は視覚野に比べ未知の部分が多い．これは耳から送られてきた聴覚刺激が聴覚野に至るまでに 4～5 個の神経核を経由し，情報処理が行われていることと，聴覚刺激は時間的変化と一組になっていないと意味を持たないことが理由として挙げられる．

一次聴覚野は特定の音の周波数や音圧を同定する．またカチッというクリック音，動物の声やラジオのノイズなどの複雑な音も判断することができる．基底膜と同様に周波数局在性を持っているがこの構造の目的は不明である．聴覚情報は鼓膜に届いた空気振動が電気信号に変わり一次聴覚野に到達するまでに 8～10 ms かかり，一次聴覚野の潜時は 12 ms～20 ms と言われている．

二次聴覚野はメロディなどのパターンの処理に部分的に関与し，三次聴覚野は音楽のメロディやハーモニーを全体的な知覚へと統合する役割がある．

4　多感覚統合領野

人間が周囲の環境を知覚する時，単体の感覚情報だけでなく複数の感覚情報を処理している [1]．視覚や聴覚の情報を個別で処理するのと同時に，異なる感覚情報の統合が行われている．

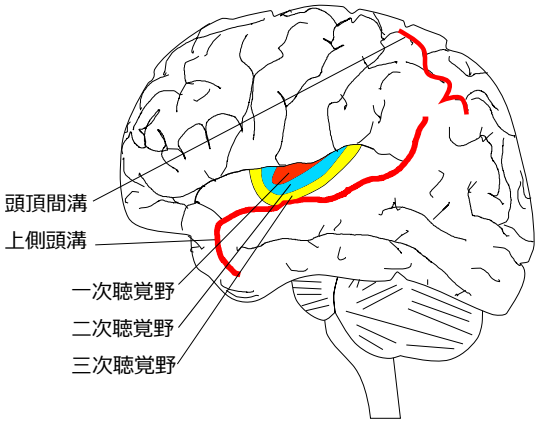


Fig. 2　聴覚野と多感覚統合領野

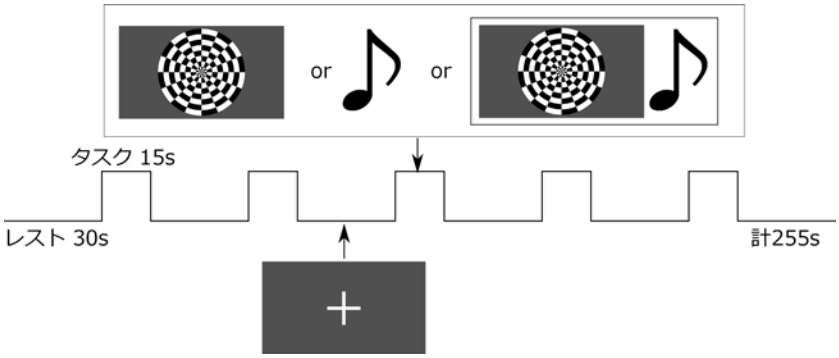


Fig. 3　実験デザイン

この異なる感覚情報を統合する領域を多感覚統合領野と呼ぶ．多感覚統合領野は統合する感覚情報によって領域が異なる．視聴覚情報の統合は側頭葉の上側頭溝，体性感覚情報と異なる感覚情報の統合は頭頂葉の頭頂開溝に存在する．上側頭溝と頭頂開溝の位置を Fig. 2 に示す．

上側頭溝は視聴覚情報の統合を行うことで，同時に入力された視覚および聴覚情報の音源定位機能に関与している．これを裏付ける実験結果が報告されており，上側頭溝皮質を損傷したサルは，視覚あるいは聴覚刺激単体の方向定位に障害を示さないが，視覚情報と聴覚情報を同時に手がかりとする方向弁別課題の学習には障害を示した．

頭頂間溝は体性感覚情報と異なる感覚情報の統合を行い，対象との位置感覚の理解や運動において重要な役割を持つ [6]．例えば何か物体を掴むときに，手の位置と物体の距離を体性感覚情報と視覚情報を統合することで，より円滑に行動を行うことができる [7]．

5　実験概要

5.1　被験者と環境

計測機器には fNIRS 装置（ETG-7100 : 日立メディコ製）を使用した．本研究では 4 × 4 ホルダ（24 CH）を両側頭部および後頭部に装着し，3 × 5 ホルダ（22 CH）を前頭部および頭頂部に装着し，計 116 CH で計測を行った．聴覚刺激の提示にはノイズキャンセラー付イヤホン（ATH-ANC23 : audio-technica 製）を使用した．音量は一定に設定し，実験開始前に被験者が十分に聞き取れることを確認した．

被験者は 22〜25 歳の健常な成人した男女計 15 名とした．実験は 22 ℃〜25 ℃の部屋で椅子に座った状態で行った．また視覚刺激には反転するチェッカーボード画像を用いており，この視覚刺激を用いた先行研究を参考に，室内は実験中暗室にした．

5.2　実験設計

実験は各被験者ごとに視覚刺激のみを提示した場合，聴覚刺激のみを提示した場合，聴覚および視覚刺激を同時に提示した場合の計 3 回行った．実験デザインはタスクを計 5 回行うブロックデザインとし，レスト時は画面中央の固視点を注視し続けるように指示した．実験の流れを Fig. 3 に示す．

視覚刺激には 7.5 Hz で反転するチェッカーボード画像を用いた．この視覚刺激は V1，V2 および V5 の機能を計測する際に用いられる．背景の色は RGB 値が 80:80:80 となる灰色を使用し，チェッカーボード画像が直径 12 度になるようにするため，画面と被験者の距離が 1.06 m となるように調節した．視覚刺激提示中は固視点が消えるが，画面の中央を見続けるように指示した．聴覚刺激には 1000 Hz の正弦波音を用いた．聴覚刺激のみ提示される場合は固視点が表示され続けるため，タスク中も固視点を注視し続けるように指示した．

5.3 データ処理方法

fNIRS で計測されたデータには心拍などの影響によるノイズが入ってしまう．これを除去するために 0.1 Hz の LPF 処理と加算平均処理を行い，このデータを解析に用いた．加算平均は各タスク直前の 10 s の所からタスク終了後 20 s のデータを対象とし，加算平均する前に取り出した各データの頭で 0 点調整を行った．実験データを目視で確認したところ，1 回目のタスクでは血流が完全には安定しておらず，5 回目のタスクでは疲れの影響が見られたため，加算平均処理は 2，3，4 回目のデータを対象とした．

5.4 活性 CH の判定方法

活性 CH の判定には t 検定とレストとタスクの積分値の差を用いた．

t 検定はタスク直前の 5 s のデータ 50 サンプルと，タスク 15 s のデータを時系列順に 3 サンプルごとに平均した 50 サンプルを対象データ群とし，有意水準 5 %で有意差のある CH を求めた．t 検定だけではレストでの脳血流量と比較してタスクでの脳血流量が増加しているかは判断できないため，有意差のある CH で t 検定で用いたレストデータ 50 サンプルとタスクデータ 50 サンプルの積分値を比較し，タスクで血流量が増加した CH を活性 CH とした．

5.5 活性 CH の解析方法

単体の刺激のみで活性した CH と，視覚と聴覚刺激を同時に提示したときのみで活性した CH を求めるため，被験者ごとに CH を以下の条件で分類した．また視覚刺激と聴覚刺激を同時に提示した時の刺激を，以下では視聴覚刺激と記述する．

1. 視覚刺激にのみ活性を示した CH
2. 聴覚刺激にのみ活性を示した CH
3. 視聴覚刺激にのみ活性を示した CH
4. 視覚刺激と聴覚刺激を単体で提示した時にのみ活性を示した CH
5. 視覚刺激単体と視聴覚刺激にのみ活性を示した CH
6. 聴覚刺激単体と視聴覚刺激にのみ活性を示した CH
7. 3 つ全ての感覚刺激に対して活性を示した CH
8. 3 つ全ての感覚刺激に対して活性を示さなかった CH

各 CH が上記のどの条件で何人活性したかを集計し，各条件で 4 人以上の活性が得られた CH に注目した．一方の感覚刺激に注目し，視覚あるいは聴覚刺激のみで活性した CH と，視覚あるいは聴覚刺激のみでは活性せず，視聴覚刺激で活性した CH を抽出するために，以下の方法で活性 CH を分類した．

- 視覚刺激のみで活性した CH と視聴覚刺激のみで活性した CH の抽出
  視覚刺激のみで活性した CH は条件 1，4 で活性した CH で，かつ条件 3，5，6，7 と活性が被らないものとする．
  視覚刺激のみでは活性せず，視聴覚刺激によって活性した CH は条件 3，6 で活性した CH で，条件 1，4，5，7 と活性がかぶらないものとする．
- 聴覚刺激のみで活性した CH と視聴覚刺激のみで活性した CH の抽出
  聴覚刺激のみで活性した CH は条件 2，4 で活性した CH で，かつ条件 3，5，6，7 と活性が被らないものとする．
  聴覚刺激のみでは活性せず，視聴覚刺激によって活性した CH は条件 3，5 で活性した CH で，条件 2，4，6，7 と活性がかぶらないものとする．

上記の条件を満たした活性 CH に着目し，考察を行った．

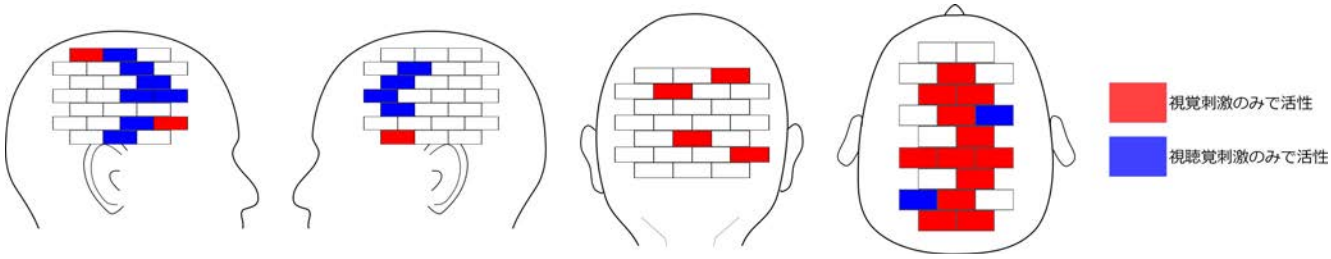


Fig. 4　視覚および視聴覚刺激による活性部位

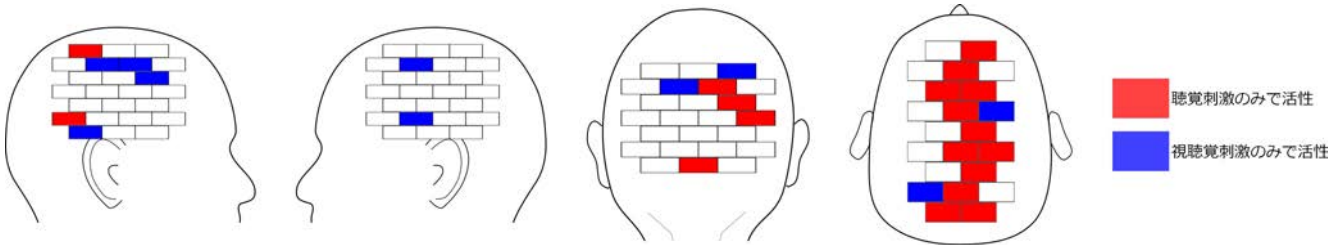


Fig. 5　聴覚および視聴覚刺激による活性部位

6　結果

視覚刺激のみで活性した CH と視聴覚刺激のみで活性した CH を Fig. 4 に，聴覚刺激のみで活性した CH と視聴覚刺激のみで活性した CH を Fig. 5 に示す．

視聴覚刺激のみで活性した CH は両側頭部の前側に集中しているが，聴覚刺激のみで両側頭部で活性した CH は少なくなっている．

後頭部では，視覚および聴覚刺激のみで活性した CH がいくつか見られた．頭頂部は視覚および聴覚刺激が単体で提示された時に多くの活性 CH が生じた．

7　考察

Fig. 4，Fig. 5 の両側頭部において，視聴覚刺激によって活性した CH が見受けられた事から，上側頭溝が活動していることがわかる．Fig. 5 で視聴覚刺激によって活性した CH が少ないのは，聴覚野の活動によって活性した CH によるものだと考えられる．

単体の感覚刺激を提示した時のみ頭頂部は広い活性を見せた．この活性は頭頂間溝での感覚統合によるものだと考えられる．視覚および聴覚刺激のみを提示した時，脳は無意識的に体性感覚情報との統合を行うが，同時に視聴覚刺激が提示された時は視覚と聴覚情報の統合処理を体性感覚情報と異なる感覚情報の統合より優先していることがわかる．

8　今後の課題

聴覚刺激を単体で提示した時と視聴覚刺激を提示した時の積分値を比較することで，上側頭溝の活動を裏付ける．

目視のみの判断だが活性の仕方に個人差が見られた．感覚刺激に対する印象や見方など，被験者自身に起因するものが理由として考えられる．今後は被験者を反応の仕方で群わけした上でデータ解析を行いたい．

9　まとめ

異種感覚の統合領域は知覚において重要な役割を持っている．視覚および聴覚刺激を単体または同時に提示した時の脳活動を，fNIRS で計測し比較した．視聴覚刺激提示時において側頭部の前側が活性した．視覚および聴覚刺激を単体で提示した時，頭頂部で活性が見られたが，同時に提示した時は活性がほぼ見られなかった．これは視覚と聴覚刺激を同時に入力した場合，視聴覚情報の統合が体性感覚情報と異なる感覚情報の統合が優先されたためだと考えられる．今後は活性の個人差ごとに群わけして解析を行う．

参考文献

1) 彦坂和雄. 脳における異種感覚の統合様式. 電子情報通信学会誌, Vol. 76, p. 7, 1993.

2) Rita Carter. ブレインブック みえる脳. 南江堂, 2012.

3) 国際電気通信基礎技術研究所. 視聴覚情報科学 -人間の認知の本質にせまる-. オーム社, 第1版第1刷, 1994.

4) 福田淳, 佐藤宏道. 脳と視覚 -何をどう見るか. 共立出版, 初版1刷, 2002.

5) Alison Abbott. Neurobiology: Music, maestro, please! *nature*, Vol. 416, pp. 12–14, 2002.

6) Jody C Culham, Nancy G Kanwisher. Neuroimaging of cognitive functions in human parietal cortex. *Neuroimaging*, Vol. 11, pp. 157–163, 2001.

7) 濱田泰一. 視覚体性感覚間の注意の相互作用に関わるヒト脳活動の計測. *NeuroImage*, Vol. 25, pp. 708–717, 2005.

簡易型 fNIRS を用いた 意思伝達装置装置開発のための基礎検討

高本 哲弘
Tetsuhiro TAKAMOTO

背景：ALS 患者に用いられる意思伝達装置の正答率向上には被験者間のタスクの違いを解消する必要がある．

研究目的：脳血流が増加傾向を示す最適なタスクの検討

発表の位置づけ：現在使用されている意思伝達装置の課題の確認，タスク設計

方法：被験者 7 人に対して連続で 4 種類のタスクを 5 回ずつ計測

結果：暗唱課題が各課題の中で高い割合で血流変化を示す

1　はじめに

近年，筋萎縮性側索硬化症 (ALS：Amyotrophic Lateral Sclerosis) の患者が増加しており，国内では約 7000 名であり，その内の約 30 %が人工呼吸器を装着し，その中の約 10 %が完全閉じ込症候群に進むと言われている [1)]．運動機能が完全に失われた閉じ込め症候群はコミュニケーションの回復は困難であるため，脳機能計測技術を用いて患者との意思疎通をとるシステムが必要であると考えられ，現在，日立製作所が患者の YES/NO を判定する意思伝達装置を既に商用化（商標名：心語り）している．

しかし，現行装置には課題が存在する．1 つ目が計測時間の長さである．脳の賦活の検出が短時間では難しく，36 秒という長い計測時間が患者への負担となる．２つ目が正答率の低さが挙げられ，平均正答率が 52 %（標準偏差 12 %）と低い現状である．3 つ目が被験者によって脳血流変化の活性が異なるため，最適なタスクの選択が必要である．現行機では各患者自身が慣れているタスクを行うが，閉じ込め症候群の患者の場合，脳血流変化が小さく，生体ノイズの中に血流変化が埋もれるため，前頭葉の活性しやすい最適なタスクを見つける必要がある．そこで本稿では，現行機で挙げられる課題の中で，被験者毎のタスクの違いを改善するため，簡易型 fNIRS(Functional Near-Infrared Spectroscopy)（HOT121B）を用いて，脳の賦活しやすいタスクについて，またその手法について検討を行う．

2　先行研究

心語りは近赤外線を用いて 2 チャンネルで前頭葉の脳血流量の賦活を計測でき，計測時間は 36 秒となっている．YES/NO の判定は，血流の最大振幅を縦軸にとり，タスク，レスト時の血流の振動数と生体ノイズの振動数の比率を横軸にとり，判別線はマハラノビスの判別分析や線形判別分析などの手法により，被験者ごとに決定している [1)]．

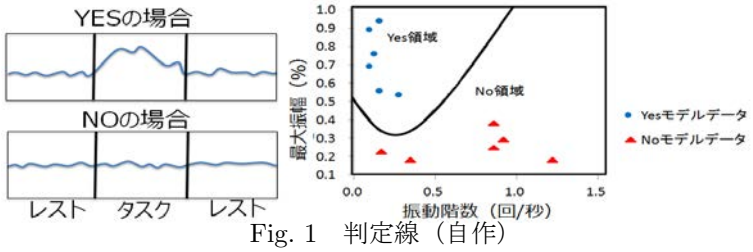


Fig. 1　判定線（自作）

3　実験

3.1　実験目的

本実験の目的は，患者毎のタスクの違いを解消するために，被験者の脳血流量が活性化しやすいタスクを選抜する手法についての検討を行う．

3.2　被験者と実験環境

今回の実験は簡易型 fNIRS（HOT121B）を用いて，健常者 7 人に対して，1 人 5 回ずつ実験を行った．尚，前回の発表ではレスト 20 秒，タスク 10 秒として，自動で画面が切り替わる設計としていたが，前タスクの影響を受けた血流が下がりきらずに次のタスク始まるため，実験者が波形を見ながらキー操作でタスクを切り替えられる設計に変更した．

3.2.1　プローブ装着位置

暗算課題，言語想起課題，暗唱課題はそれぞれ先行研究があり，暗算課題では MRI（Magnetic resonance imaging），言語想起課題では fNIRS，暗唱課題では PET（Positron emission tomography:ポジトロン断層法）を利用して，それぞれの脳の賦活領域を研究している [2) 3) 4)]．どの課題も賦活領域は前頭葉から頭頂葉にかけて活性している．そのため今回のプローブ装着位置は両眉毛の上辺りに設定する [5)]．

3.3　実験課題

本実験では以下の 4 つの課題を行った．

- 暗算課題
  被験者は，画面に平仮名表記で「あんざん」と提示されたら，頭の中で 100 から 7 を減算していく課題（100-7，93-7，86-7…）を行う．
- 言語想起課題
  被験者は画面に平仮名表記で「げんごそうき」と提示されたら，頭の中で「あ」から始まる固有名詞を思いつくだけ挙げる．
- 暗唱課題
  被験者は画面に平仮名表記で「あんしょう」と提示されたら，頭の中で，その被験者の既知の曲のサビの部分を歌う．
- しりとり課題
  被験者は画面に平仮名表記で「しりとり」と提示されたら，頭の中で,「りんご」からはじまるしりとりを思いつくだけ続ける．

3.3.1　実験設計

タスクの概要を図 2 に示す．まず，画面中央に＋を表示して休息時間（レスト）を設けた後，4 種類の認知タスクのいずれかを，再び”＋”が表示されるまで 20 秒間行い，これを 1 セットとし，それを 4 回行う．認知タスクには「暗算課題」,「言語想起課題」,「暗唱課題」,「しりとり課題」を用いる．いずれのタスクについても，被験者は提示された課題について頭の中で行ってもらう．また，提示される課題はランダムで出題される．提示パターンは先行研究に従い，黒地に白文字でタスク内容を平仮名で横書き記述したものである [6)]．

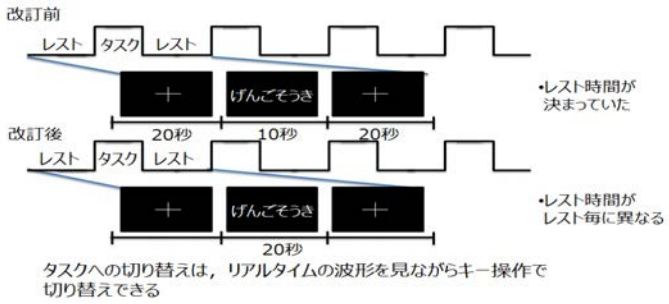


Fig. 2　タスクシーケンス

4　データ処理方法

本稿では以下の 4 つのデータ処理を行う．

4.0.2　0 点補正

t 検定後にレスト，タスクの平均値を比較するために，前レストとタスクを 1 セットとして，タスク始まりの値を 0 として，全体に 0 点補正を行う．

4.1 t 検定

タスク直前のレスト 6 秒間（60 データ）とタスク開始後 2 秒後から 10 秒間（100 データ）をそれぞれ平均をとり 20 データずつとする．その後，有意水準を 5 %として t 検定をかけ，それぞれのデータに有意な差があるのか確かめる．

4.2 レストとタスクの平均値

t 検定を行った後に，レストとタスクの間に有意な差があったとしても，それが上昇傾向にあるものなのかわからない．そのため，レストとタスクの Total-Hb 濃度変化の平均値を算出する．その後，被験者 7 人が行った各タスクの活性割合を用いて，タスク毎の割合の平均を算出する．

5 実験結果

被験者毎に各課題の活性割合を算出し，課題毎に平均値を算出し，以下に示す．左側脳血流

Table. 1 タスク毎の活性割合（左）

タスク課題	値 [%]
暗算課題	40
暗唱課題	62.8
しりとり課題	51.4
言語想起課題	60

Table. 2 タスク毎の活性割合（右）

タスク課題	値 [%]
暗算課題	48.5
暗唱課題	45.7
しりとり課題	45.7
言語想起課題	42.8

変化においては暗唱課題が高い割合で変化を示したが，右側では，各課題毎に大きな変化は見られなかった．

6 今後の展望

今後は，更に実験を行った上で，被験者毎の最適タスクを選び，選ばれたタスクを用いて脳血流量が活性しやすいタスクを明らかにし，被験者毎のタスクの違いをなくし，正答率の向上に繋がると考えられる．そのため「暗算課題」「暗唱課題」「言語想起課題」「しりとり課題」で実験を行い，一番活性するタスクの検討を行う．患者への負担を減らし，より患者の意思を明確に捉える事ができれば，患者の生きる意欲に繋がり，介護者にも介護する意欲を与えられると考えられる．

7 まとめ

ALS 患者との意思疎通を可能とした装置には課題点が存在する．課題点の中でも，被験者間でタスク内容が異なっており，被験者ごとに脳血流が増加傾向を示すタスクを考える必要があるという点に注目した．そこで，本研究では，多くの被験者で脳血流が増加傾向を示す最適なタスクの検討を行う．本稿では，先行研究を参考に実験設計を考慮し，実験を行った．各レスト，タスクに 0 点補正，t 検定，平均値をとり，活性したタスクを抽出し，課題毎の各被験者の活性割合を出した．結果，暗唱課題において左側の脳血流量が 4 つの課題の中で，高い割合で変化していた．今後は，被験者を更に増やして実験を行い，最適なタスクを検討する．

参考文献

1) 牧敦. 生体揺らぎを低減する脳血液量計測技術を用いた意思伝達装置の開発. 平成 21 年度障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト 報告書, 2010.

2) S.Martin, E.Ann-Christine, P.M.Michael, F.J.Andreas. Functional near-infrared spectroscopy: A long-term reliable tool for measuring brain activity during verbal fluency. *NeuroImage*, Vol. 43, pp. 147–155, 2008.

3) 王力群, 斎藤正男. Fmri を用いた自主暗算と九九の脳内過程の比較検討. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイパネティックス, Vol. 133, pp. 21–24, 2003.

4) K.J.Jeffries, J.B.Fritz, A.R.Braun. Words in melody:an h2 15o pet study of brain activation during singing and speaking. *NEUROREPORT*, Vol. 14, No. 5, pp. 749–754, 2003.

5) 相良和彦, 木戸邦彦. 小型 nirs 装置を用いたブレインスイッチの原理実験. 電子情報通信学会技術研究報告. NC, ニューロコンピューティング, Vol. 110, pp. 27–30, 11 2010.

6) 後藤かをり, 参沢匡将, 広林茂樹. Nirs-based bci のための複数タスク判別の精度向上に関する検討. *jsai2012*, 2012.

DeepLearningを用いた脳血流変化量による被験者の状態分類の基礎的検討

塙 賢哉
Kenya HANAWA

背景：結果の解釈が一義的でない fNIRS 装置に対して，脳血流変化量の生体的意味を検討する必要がある．

研究目的：脳血流量変化量のデータのみを用いて，被験者を分類することで生体的意義の有無を検討する．

発表の位置づけ：脳血流変化量のみで被験者分類ができるかどうかを検討する．

方法：音環境下における知的作業時の脳血流変化量を Deep Learning を用い，男女に分類する．

結果：男女が未知と仮定した脳血流変化で，平均 6 人中 5 人において正しく分類された．

1　はじめに

近年，非侵襲である脳機能イメージング装置の一つとして fNIRS(functional Near Infrared Spectroscopy) 装置が注目を集めている．fNIRS 装置は脳血流変化を高い時間分解能でリアルタイムに計測することができ，fMRI(functional Magnetic Resonance Imaging) や PET(Positron Emission Tomography) よりも安価であり，装置がコンパクトで移動できるため測定の場所に制限がない．また測定時の被験者の拘束が少ないため，自由度の高い実験設計ができる [1]．

しかし，fNIRS による計測では脳内の光路長が不明確であるため，脳内のヘモグロビン濃度を定量的に計ることができない．また，fNIRS の信号は複数の要因により変化するため，研究者による解釈が一義的でないことが大きな問題である [2]．これらのことは fNIRS が世界的にまだ fMRI や EEG のように高い信頼性が得られていない一因である．そこでまず脳血流変化量が生体的にどのような意味があるのか，ないしは，意義の有無を確認する必要がある．よって，第一に脳血流変化量の生体的な意義の有無を検討する必要があると考えた．これより本研究では，機械学習の一種である Deep Learning を用い，脳血流変化のみで被験者分類を行うことにより，脳血流変化量の生体的意義を模索する．

本稿では，脳血流変化に関係が深いことが報告されている音環境における脳血流データを用いる．先行研究では音環境によって作業時の成績に男女差があることは報告されている．提案手法では，機械学習アルゴリズムの一つで，ニューラルネットワークの一種である Deep Learning を用いて，数字記憶課題時の脳血流変化の時系列データのみで男女の識別を行う．

2　Deep Learning

Deep Learning とは，多くの層を持ったニューラルネットを用いる機械学習のアルゴリズムである．Deep Learning の学習は主に pre-trainig と fine-training に分かれる．pre-trainig とは，入力層に近い層から順に各層において教師なし学習を用いて重みの初期化を行う前処理のことである．また，fine-training では主に誤差逆伝搬法 (back propagation) を用いる．

前処理を行うことで入力側の特徴量を効率よく出力側に伝搬できると考えられている [3]．そして，その後に誤差逆伝搬法を用いたときに出力層の誤差の拡散を防ぎ，より良い解を得ることができる [4]．本研究では pre-training の手法として，Denoising Autoencoder を用いる．

2.1　Denoising Autoencoder

Denoising Autoencoder(DAE) とは入力の一部をランダムに破損させて，それを元の入力に修復させるために再構築を行うことで訓練される．これは，最初に確率的マッピング $Cr(\widetilde{x}|x)$ によって，元の入力 x を $\widetilde{x}$ に破損させる事によって行われる．その後，破損した入力 $\widetilde{x}$ は，シグモイド関数 fs を用いて y に写像される．またこの写像は encode と呼ばれる．

$$y = f_s(W\widetilde{x} + b) \tag{1}$$

ここで，W は d' 次元× d 次元の重み行列であり，b は d' 次元ユニットのバイアスである．そして写像された y は再びシグモイド関数を用いて再構築するために z に写像される．この写像は decode と呼ばれる．

$$z = f_s(W'y + b') \tag{2}$$

W' にはよく W の転置行列が用いられる．また，b' は d 次元ユニットのバイアスである．パラメータ (W，b，b ') を再構築した際の z を元の入力 x 近づくような値に設定する．すなわち，学習データによって再構築した際の z と元の入力 x の誤差が最小になるように学習する．誤差関数には交差エントロピー $L_H(x, z)$ が用いられる [5]．

$$L_H(x, z) = -x \log z - (1 - x)(1 - \log z) \tag{3}$$

パラメータをランダムに初期化した後，確率的勾配降下法 (Stochastic Gradient Descent) によって誤差が最小になるように最適化される．

$$W^{new} = W^{old} - \frac{\eta}{N} \sum_{n=1}^{N} \frac{\partial L_H}{\partial W} \tag{4}$$

$$b^{new} = b^{old} - \frac{\eta}{N} \sum_{n=1}^{N} \frac{\partial L_H}{\partial b} \tag{5}$$

$$b'^{new} = b'^{old} - \frac{\eta}{N} \sum_{n=1}^{N} \frac{\partial L_H}{\partial b'} \tag{6}$$

なお，η は学習係数，N は入力データ数を表している [6]．Fig. 2.1 に denoising Autoencoder の処理の流れを示す．また，Denoising Autoencoder を用いて，全ての層の重みの初期値を設定する手法は Stacked Denoising Autoencoders と呼ばれる．このようにあらかじめ教師なし学習で重みとバイアスを調整することで従来の多層ニューラルネットワークよりも遥かに巧妙な学習を行うことができる．

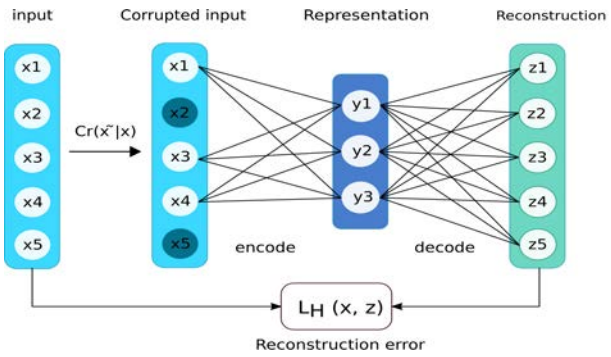


Fig. 1　denoising Autoencoder

3　fNIRS による脳血流変化の男女の差異の検討

音環境が知的活動に与える影響については多くの研究が行われている [7) 8) 9) 10)]．先行研究では，音環境が知的作業に及ぼす影響の男女差について検討している．音環境には，静音，ピンクノイズ，ホワイトノイズを用い，知的作業には数字記憶課題を用いている．その結果，ホワイトノイズの音環境において，課題成績への影響に男女差が見られたことが報告されている [11]．しかし，脳血流変化量に男女差があるという具体的な計測結果は示されていない．

3.1　使用データ

本実験で使用する fNIRS データを以下に述べる．fNIRS 装置 (ETG-7100，日立メディコ) を用いて脳血流変化を計測した．被験者は成人男性 11 名 (平均年齢：22.5 ± 1.5 歳，利き手：右，1 名のみ左)，成人女性 11 名 (平均年齢:22.5 ± 1.5 歳，利き手：右) である．なお，fNIRS の計

測は室温 22.4〜25.1 ℃，湿度 40〜61 %の環境で 11:00 〜17:00 の時間帯に行った．fNIRS のプローブは国際 10-20 法に従い配置した．また，本実験ではホワイトノイズ (音圧レベル 65.0 ± 0.5[dB]) を音刺激として与えたときの数字記憶課題に対する脳血流変化より男女を分類するため，先行研究で男女の脳血流変化の違いが報告されている左側頭部の下前頭回である CH3, 6，7，10 の酸素化ヘモグロビン濃度変化のデータを使用する [11]．また，データ区間は途中で体動と考えられるノイズが見受けられたので，比較的安定していた課題開始時から 60 秒間の能血流変化を用いる．fNIRS の左側頭部のチャンネルを Fig. 2 に示す．

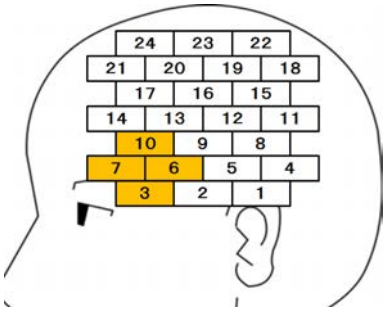


Fig. 2　左側頭部のチャンネル (CH)

4　実験

本実験の目的は，音環境下における短期数字記憶課題において男女の脳血流変化の違いから機械学習の一種である Deep Learning を用いて男女の分類の検討を行う．実験では音環境としてホワイトノイズを用いる．ホワイトノイズは先行研究より，知的作業に影響を及ぼし，数字記憶課題において成績に及ぼす影響が男女で異なることが報告されている [11]．

4.1　実験方法

識別を行うために左側頭部の CH3，6，7，10 の酸素化ヘモグロビン濃度変化から特徴量を抽出した．数字記憶課題時の時系列データにおいて，各チャンネルにおいて 2 秒間隔の平均値を 60 秒間 (合計 30 サンプル× 4CH 分) とり，min-max 正規化を行ったデータを特徴量とした．

$$x_{new} = \frac{x_{old} - min}{max - min} \tag{7}$$

平均値を 2 秒間隔としたのは時系列データをそのまま特徴量としてしまうと学習のための計算コストが増大してしまうためである．

4.2　Deep Learning を用いた脳血流による男女の識別

本研究では，22 人分の fNIRS データに対して 4-fold cross validation を交差検定法として用いた．また，より高い性能の学習を実現するためには，学習するためのアルゴリズムも重要であるが，用いるネットワークの深さや中間層のニューロンの数も非常に重要である [12]．このことから本研究では，ネットワークの構造を random walk[1]により自動的に良い構造を選択できるようにした．そして，ネットワークの伝達関数はシグモイド関数を用い，教師なし学習である pre-trainig には Stacked Denoising Autoencoders，教師あり学習である fine-training には誤差逆伝搬法を用い，出力誤差が最小となるように学習した．

Table. 1　パラメータ

パラメータ	値
全データ数	22
pre-training	Stacked denoting Autoencoders
fine-training	誤差逆伝搬法
交差検定	4-fold cross validation
しきい関数	シグモイド関数

[1]次のパラメータを確率的にランダムに決定される方法

4.3　結果・考察

4CH において，脳血流変化量から 2 秒間隔の平均値をとり，min-max 正規化を行って得た特徴量を用いて男女の識別を行った結果，最も識別率の高かったネットワークの構造を Fig. 4.3 に示す．ネットワークのニューロンの数は入力層では 120，中間層層は 3 層構造で入力側から 50，30，60 となり，出力層では 1 となった．

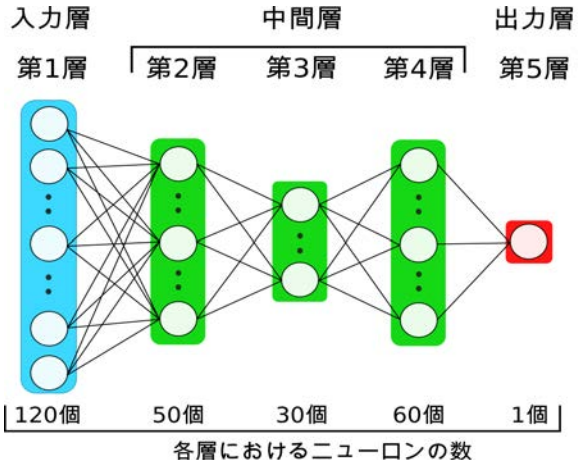


Fig. 3　ネットワークの構造

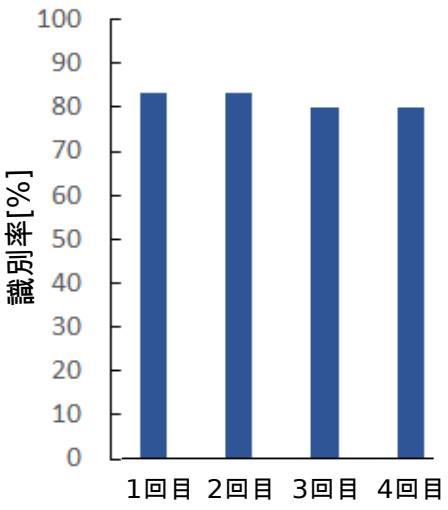


Fig. 4　課題時の交差検定の結果

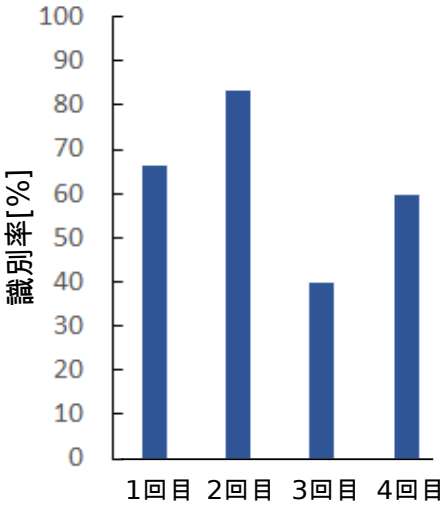


Fig. 5　安静時の交差検定の結果

また，その際の結果の識別率を Fig. 4 に示す．Fig. 4 より，4-fold cross validation を行った結果，男女の識別率は平均 81.67[%] であった．また，同様のことを安静時の脳血流変化量を用いて行った結果を Fig. 5 に示す．安静時の男女の識別率は平均 62.47[%] となった．Fig. 4 と Fig. 5 の結果より，数字記憶課題における脳血流変化量には男女の違いがあったものと考えられた．これにより fNIRS を用いた脳血流時系列データのみを用いて被験者の分類ができると考えられる．また，被験者の分類手法の一つとして，Deep Learning を用いる方法が有効であることも示唆された．

また，Fig. 4 の結果より，ほとんどの人は正しく分類されているが，女性が 3 人，男性が 1 人において誤分類が生じていることもわかった．本実験で特徴量を抽出する際には，各チャンネルにおいて，min-max 正規化を行っている．この正規化により，数字記憶課題時の脳血流時系列データの各サンプルの振幅情報は意味をなさず，脳血流時系列データの波形の形状の情報が反映されていることになる．この結果，数字記憶課題における各チャンネルの脳血流時系列データの形状により男女の分類をしていたと考えられる．これより，本実験課題における男性と女性の脳血流変化の違いは脳血流変化の波形の形状に表れていたと考えられる．

5 まとめ

本研究では，音環境時の数字記憶課題においての男女の違いを機械学習の一種である Deep Learning を用いて脳血流変化量によって識別した．その結果，本研究での課題における男女の脳血流変化には違いがあるということがいえた．また，今回の研究において，約 81.67[%] の精度で fNIRS の時系列データのみを用いて男女の分類を行うことができた．そのことより fNIRS で計測された脳血流時系列データのみを用いて，被験者の分類を行える可能性が示唆された．今後は，他の課題時における fNIRS データに対しても同じように検討して，被験者を分類することで fNIRS により計測された脳血流データの信頼性について検討していく．

参考文献

1) 武田湖太郎. 近赤外脳機能計測のリハビリテーション領域への応用における信号処理. 国際医療福祉大学紀要, Vol. 12, pp. 72–78, 2008.

2) 星詳子. 機能的近赤外分光法：限界と可能性. *J Jpn Coll Angiol*, Vol. 45, pp. 61–67, 2005.

3) Dumitru Erhan, Yoshua Bengio, Aaron Courville, Pierre-Antoine Manzagol, Pascal Vincent, and Samy Bengio. Why does unsupervised pre-training help deep learning? *The Journal of Machine Learning Research*, Vol. 11, pp. 625–660, 2010.

4) Salah Rifai, Gregoire Mesnil, Pascal Vincent, Xavier Muller, Yoshua Bengio, Yann Dauphin, and Xavier Glorot. Higher order contractive auto-encoder. *Machine Learning and Knowledge Discovery in Databases Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 6912, pp. 645–660, 2011.

5) Pascal Vincent, Hugo Larochelle, Isabelle Lajoie, Yoshua Bengio, and Pierre-Antoine Manzagol. Stacked denoising autoencoders: Learning useful representations in a deep network with a local denoising criterion. *The Journal of Machine Learning Research*, Vol. 11, pp. 3371–3408, 2010.

6) Pascal Vincent, Hugo Larochelle, Yoshua Bengio, and Pierre-Antoine Manzagol. Extracting and composing robust features with denoising autoencoders. *ICML '08 Proceedings of the 25th international conference on Machine learning*, Vol. 307, pp. 1096–1103, 2008.

7) 中山実, 清水康敬. 音環境が与える音読速度への影響と瞳孔面積変化. 日本音響学会誌, Vol. 45, pp. 368–373, 1989.

8) 中山実, 清水康敬. 数字記憶課題における脳波への音環境の影響. 電子情報通信学会論文誌, Vol. J87-D-I, pp. 420–423, 2004.

9) 相馬洋平, 松永哲雄, 曽我仁, 内山尚志, 福本一朗. 音楽環境の違いによる作業効率に関する人間工学的基礎研究. 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 105, pp. 43–46, 2005.

10) 星野雄地. 音環境が数字記憶課題の成績と脳血流変化に及ぼす影響の検討. 生体医工学会, 2012.

11) 將積彩芽. Gender differences in influence of sound environments on performance of the memorizing numerical string task and cerebral blood flow changes. In *NeuroScience*, 2013.

12) Adam Coates, Honglak Lee, and Andrew Y. Ng. An analysis of single-layer networks in unsupervised feature learning. *The Journal of Machine Learning Research*, Vol. 15, pp. 215–223, 2011.

テクスチャ特徴による胃内視鏡画像の領域分割手法の検討

林沼 勝利
Katsutoshi HAYASHINUMA

背景：胃癌の内視鏡治療において，病変部位を一括切除することが求められている

研究目的：胃癌の内視鏡治療時における切除範囲を決定する

発表の位置づけ：胃癌の病変部位の領域を抽出する手法の検討を行う

方法：ランレングス行列を用いてクラスタリングを行う手法及び等高線を引く手法で領域分割を行った

結果：陥凹性の胃癌に対して等高線を引く手法で良好な結果が得られた

1　はじめに

近年，拡大内視鏡や狭帯域光観察 (Narrow Band Imaging:NBI)，短波長狭帯域光観察 (Blue Laser Imaging:BLI) などといった内視鏡装置が発展している．また，内視鏡的粘膜切除術 (Endscopic Mucosal Resection:EMR) や内視鏡的粘膜下層剥離術 (Endscopic submucosal dissection:ESD) といった治療技術の発達により，内視鏡治療が注目されている．内視鏡治療では開腹手術のように皮膚を切開する必要がなく，スコープを口から挿入するだけであるため，患者への負担も少なく入院期間が短くなるなど多くのメリットがあるとされている．胃癌治療においても内視鏡治療の症例数が増えてきたが，胃癌の内視鏡治療においては病変部位の一括切除が原則とされており [1]，術前の正確な病変範囲の診断は極めて重要とされている．しかしながら，切除範囲の決定は酢酸やインジゴカルミン散布，または拡大内視鏡や NBI 内視鏡を用いて医師の目視により行っているのが現状である．そのため，切除範囲が正しく決定されず，過剰に切除したり，病変部位を取り残すなどといった事例が発生している．この問題を解決するため，医師の目視によらない客観的な判断手法が求められている．

そこで，本稿では胃内視鏡画像を小領域に分割後，各領域を画像のテクスチャ解析手法の 1 つであるランレングス行列を用いてクラスタリング，または得られた特徴量の等高線を画像上に描画して領域分割を行うことにより，内視鏡治療における胃癌の切除範囲を決定する手法の検討を行う．

2　胃癌に対する内視鏡治療

2.1　胃癌の分類

胃癌は深達度により早期胃癌と進行胃癌に分類され，癌の浸潤が粘膜 (m) または粘膜下層 (sm) にとどまるものは早期胃癌，固有筋層 (mp) や漿膜下層 (ss), 漿膜 (s) に達しているものや他の臓器まで及ぶものは進行胃癌として分類される．また，早期胃癌は Table. 1 に示すように肉眼で I 型～III 型に分類され，II 型はさらに IIa 型～IIc 型に分類される．胃癌の内視鏡的切除においては,「リンパ節転移の可能性が極めて低く，腫瘍が一括切除できる大きさと部位にあること」が適応の原則とされている．そこで，胃癌治療ガイドライン [1] では 2cm 以下の m 癌で組織型が分化型，潰瘍を伴わない (UL(-)) が ESD の絶対適応病変としている．また，①2cm を超える UL(-) の分化型，②3cm 以下の UL(+) の分化型，③2cm 以下の UL(-) の未分化型についても脈管浸潤を認めない場合リンパ節転移の可能性が極めて低く，ESD の適応を拡大してもよいとされている．

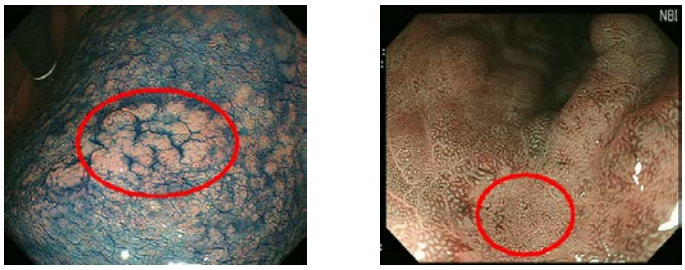
2.2　胃内視鏡治療における問題点

これらの術前の適応診断や切除範囲の決定においては，インジゴカルミンや酢酸散布を併用した通常内視鏡観察，または NBI や BLI などの画像強調観察により表面の模様や表在血管の

走行状態などをもとに医師の目視で決定している．この一例を Fig. 1 に示す．Fig. 1(a) はインジゴカルミン散布後の画像で，赤線で囲まれた部分が周りより隆起しており，隆起性病変が認められる．Fig. 1(b) は NBI 観察の画像で，赤線で囲まれた部分が周辺と模様が異なり，陥凹性病変が認められる．現在，このような診断は医師の目視のみで決定しており，客観的な判断手法は存在していない．そのため，切除範囲の決定を誤り，過剰に切除したり，病変部位を取り残してしまうなどといった問題が生じている．

Table. 1　早期胃癌の肉眼分類

I 型	隆起型	明らかな腫瘤状の隆起が認められるもの
IIa 型	表面隆起型	わずかな隆起が認められるもの
IIb 型	表面平坦型	正常粘膜に見られる凹凸を超えるほどの隆起，陥凹が認められないもの
IIc 型	表面陥凹型	わずかなびらん，または粘膜の浅い陥凹が認められるもの
III 型	陥凹型	明らかに深い陥凹が認められるもの



(a) インディゴ散布　　(b) NBI

Fig. 1　内視鏡観察の一例

3　提案手法

本章では胃内視鏡画像を小領域に分割後，各領域を画像のテクスチャ解析手法の 1 つであるランレングス行列を用いて特徴量を求め，特徴空間でクラスタリング，または得られた特徴量の等高線を画像上に描画することにより領域分割を行う手法について述べる．

3.1　テクスチャ解析

テクスチャとは，細かな模様パターンが一様に分布している状態のことである．画像処理の分野においては，テクスチャを用いて衛星写真や航空写真による地形や森林の解析や医用画像の解析など様々の研究がなされている [2) 3)]．このテクスチャを解析する手法として濃度共起行列や高次局所自己相関特徴，フラクタル次元などが用いられるが，その一つにランレングス行列があげられる．

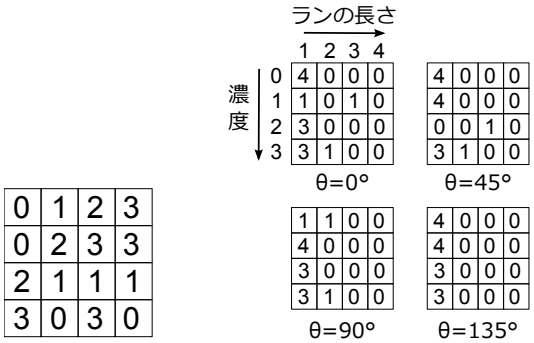
3.1.1　ランレングス行列

ランレングス行列とは，ある角度 θ に沿って並んだ一列の画素集合に対して，同じ濃度を持つ画素の連続する長さを行列で表したもので，画像の濃度の配置を同一の濃度 i が角度 θ の方向に j 個連続する頻度を要素とする行列 $P(i,j:\theta)$ で求められる．一般的に，角度 θ は 0°, 45°, 90°, 135° の 4 方向が用いられる．例えば Fig. 2(a) のような 4×4 ピクセル，4 階調の画像に対しては Fig. 2(b) のランレングス行列が得られる．

3.1.2　ランレングス行列から得られる特徴量

M.Gllow はこのランレングス行列から SRE(short runs emphasis)，LRE(long runs emphasis)，GLN(gray level nonuniformity)，RLN(run length nonuniformity)，RPC(run percentage) の 5 種類の特徴量を求めることを提案している．[4)] 画像の大きさが $N \times N$，階調数が g である画像から，ある方向 θ に関して作成されたランレングス行列の要素の合計値 T を

$$T = \sum_{i=0}^{g-1} \sum_{j=1}^{N} P(i,j:\theta) \tag{1}$$



(a) 入力画像　　(b) 各方向のランレングス行列

Fig. 2　ランレングス行列

とすると，ランレングス行列から作成される 5 種類の特徴量は以下のようになる．

$$SRE = \frac{1}{T}\sum_{i=0}^{g-1}\sum_{j=1}^{N}\frac{P(i,j:\theta)}{j^2} \tag{2}$$

$$LRE = \frac{1}{T}\sum_{i=0}^{g-1}\sum_{j=1}^{N} j^2 P(i,j:\theta) \tag{3}$$

$$GLN = \frac{1}{T}\sum_{i=0}^{g-1}\left[\sum_{j=1}^{N} P(i,j:\theta)\right]^2 \tag{4}$$

$$RLN = \frac{1}{T}\sum_{j=1}^{N}\left[\sum_{i=0}^{g-1} P(i,j:\theta)\right]^2 \tag{5}$$

$$RPC = \frac{1}{N^2}\sum_{i=0}^{g-1}\sum_{j=1}^{N} P(i,j:\theta) \tag{6}$$

SRE は短いランレングスが発生する頻度が高いほど大きな値をとり，LRE は長いランレングスが発生する頻度が高いほど大きな値をとる．GLN は偏った濃度のランレングスの発生率が高いほど大きな値をとり，RLN はランレングスの発生に偏りが大きいと大きな値をとる．RPC は面積あたりに対するランの発生率である．

3.2　ランレングス行列を用いた領域分割手法

本稿では胃の模様が線状に入っていることに着目し，ランレングス行列から得られる特徴量のうち LRE を特徴量として以下の 2 通りの手法で領域分割を行った．

3.2.1　特徴空間でのクラスタリング

特徴空間でのクラスタリングによる領域分割では，Fig. 3 に示すように，まず各小領域を特徴空間に写像する．次に，特徴空間でクラスタリングを行いラベルづけを行う．なお，本稿では Ward 法 [5] を用いて階層型クラスタリングを行った．そして，ラベルづけされた小領域を画像平面に逆写像する．しかし，この方法では特徴空間における一つのクラスタが画像平面で複数の連結領域を生成するため，連結成分の再ラベリングが必要となる．そこで，本手法ではクラスタリング結果に 4 近傍ラベリング処理を行い，1 つのラベルを 1 つのクラスタとして特徴空間に写像し，再度クラスタリングを行った．

3.2.2　等高線

等高線による領域分割では，各領域のランレングス行列の各方向における LRE の特徴量に基づいて Excel で等高線グラフを作成し，このグラフをもとの画像の上で描画した．

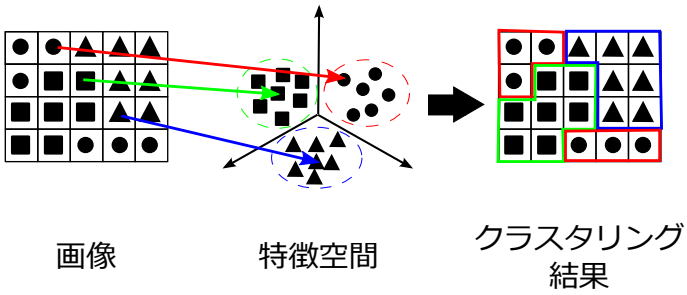
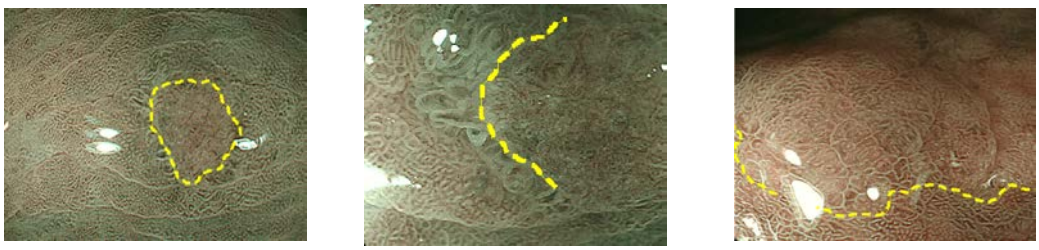


Fig. 3　特等空間でのクラスタリング

4　領域分割結果と考察

4.1　実験概要

本稿では Fig. 4 に示す NBI 観察下で撮影された 3 枚の画像の領域分割を行った．Fig. 4(a) は IIc 型の胃癌であり，Fig. 4(b) は Fig. 4(a) を別の角度から拡大して撮影された画像である．Fig. 4(c) は IIa 型の胃癌である．なお，各図に示されている黄色の波線は抽出目標の境界線である．小領域に分割する際の各領域のサイズは 50×50 ピクセルとし，画像をグレースケールに変換後 16 階調に減色してランレングス行列を求めた．



(a) 画像 1　(b) 画像 2　(c) 画像 3

Fig. 4　使用した画像

4.2　特徴空間でのクラスタリング結果

特徴空間でクラスタリングを行い領域分割を行った結果を Fig. 5 に示す．Fig. 5(a) では境界線付近が分割領域の境目として線が引かれていることがわかる．しかし，Fig. 5(b) や Fig. 5(c) においてはそのような傾向が得られなかった．これには Fig. 5(b) の右上の領域や Fig. 5(c) の左上の領域は鮮明でなかったり影となっているため同じ画素値が連続しており，LRE の値が極端に大きくなってしまい，クラスタリング結果に反映されたものだと考えらる．

(a) 画像 1　(b) 画像 2　(c) 画像 3

Fig. 5　特徴空間でのクラスタリングによる領域分割結果

4.3　等高線を用いた領域分割結果

LRE の等高線を用いた領域分割結果を Fig. 6 に示す．目視で Fig. 6(a) や Fig. 6(b) で目標に似た境界線が一部得られたが，Fig. 6(c) では目標に似たような境界線は得られなかった．これは陥凹性病変は病変部位が明確に模様が異なっていることが確認できるのに対し，隆起性病変では明確な模様の差は確認できず，画素の連続性を見るランレングス行列では隆起部を検出するのは難しいためだと考えられる．

4.4 結果のまとめと今後の展望

陥凹性病変と隆起性病変の画像対し特徴空間でのクラスタリングによる手法および等高線を用いた手法の 2 通りで領域分割を行った結果，陥凹性病変の画像において等高線を用いた手法で目標とする境界線に近い結果を得ることができた．今後，Fig. 6 で得られた各方向の等高線を 1 つにまとめ，病変部位のデマルケーションライン [1] を得る手法を検討する必要があると考えられる．

5 まとめ

本稿では IIa 型と IIc 型胃癌の内視鏡画像に対し病変部位の抽出を目的として，テクスチャ特徴を用いる手法を提案した．画像を小領域に分割後，各領域でテクスチャ特徴の一つであるランレングス行列の LRE を計算し，特徴空間でクラスタリングを行う手法，および値の等高線を引く手法により領域分割手法の検討を行った．その結果，陥凹性病変に対し等高線を引く手法で有用性が確認できた．今後は，等高線を引く手法においてそれぞれの角度の情報を統合する手法を検討する必要性があると考えられる．

参考文献

1) 日本胃癌学会（編）. 胃癌治療ガイドライン. 金原出版, 2010.

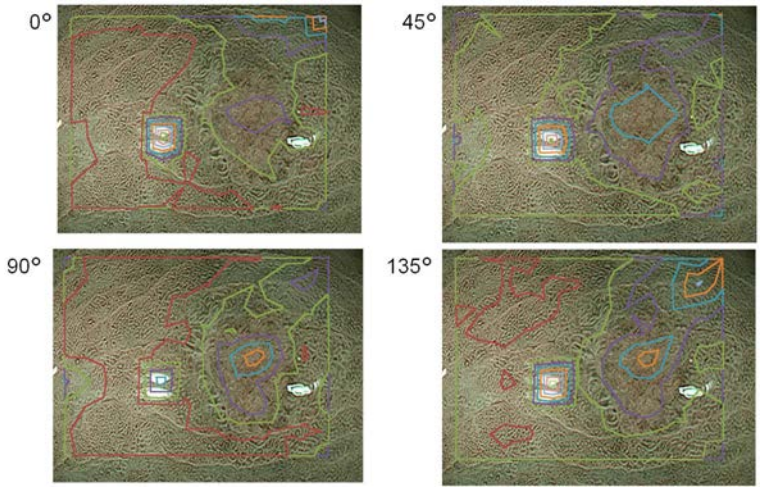
2) 中山寛, 曽根光男, 高木幹雄. フラクタル次元と低次統計量とを用いた気象衛星 NOAA 画像の解析とその評価. 情報処理学会論文誌, Vol. 30, No. 1, pp. 91–100, 1989.

3) G.Castellano, L.Bonilha, L.Li, and F.Cendes. Texture analysis of medical images. *Clinical Radiology*, Vol. 59, No. 12, pp. 1061–1069, 2004.

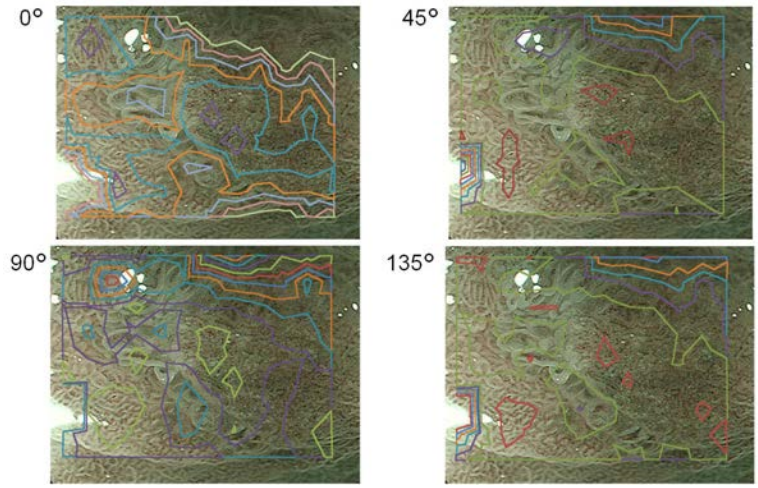
4) M.Galloway. Texture analysis using gray level run lengths. *Computer Graphics and Image Processing*, Vol. 4, No. 2, pp. 172–179, 1975.

5) J.Ward. Hierarchical Grouping to Optimize an Objective Function. *Journal of the American Statistical Association*, Vol. 58, No. 301, pp. 236–244, 1963.

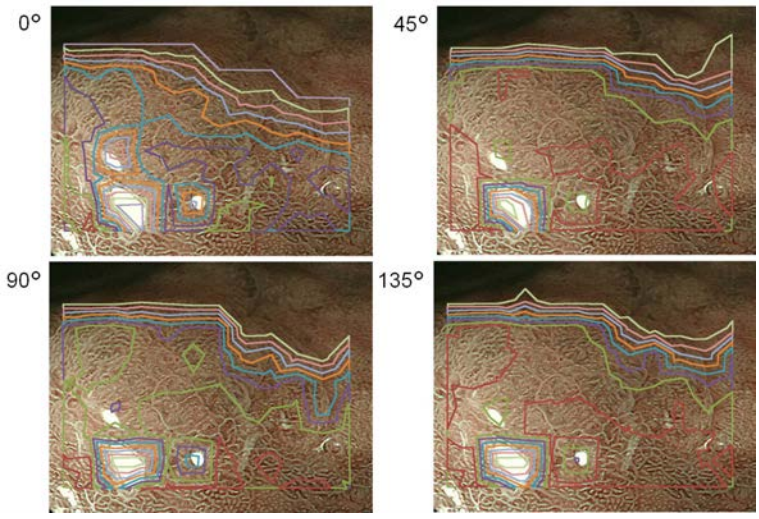
[1] 病変部と背景粘膜の明瞭な境界線



(a) 画像 1



(b) 画像 2



(c) 画像 3

Fig. 6　LRE の等高線による領域分割結果

大腸腹腔鏡画像における 腸間膜内走行血管の強調表示方法の基礎検討

佐々木 和幸
Kazuyuki SASAKI

背景：脂肪蓄積により，大腸癌等の腹腔手術の際に腸間膜内走行血管が不明瞭になる

研究目的：通常の腹腔鏡映像に加え，別モニタで強調映像を同時表示することで術者支援に貢献する

発表の位置づけ：腸間膜内走行血管強調のため，その他の血管を削除し，対象血管の視認性を高める

方法：構造要素を用いたオープニング処理と最小値取得により表在血管を削除する

結果：提案手法を用いることで，対象血管の視認性向上が確認できた

1　はじめに

近年，外科用内視鏡 (腹腔鏡) を用いた手術が飛躍的に増加している．腹腔鏡手術とは，腹部に 3cm 程度の穴を開け腹腔鏡と呼ばれる内視鏡を挿入し，さらにその周辺に何箇所か穴を開け，鉗子と呼ばれる器具等を挿入し，腹腔をモニタで直接観察しながら手術を行うものである．腹腔鏡手術の最大の利点は患者への負担が少ないことである．従来の開腹手術のように皮膚を大きく切開することがなく小さな穴をあけるだけであるため，傷が小さくて済む．そのため傷の痛みも少なく，術後の回復も早いと言った利点がある．このように患者にとって多くの利点がある一方で，術者である医師には多くの技量が求められる．通常の開腹手術に比べ視野が狭いため手術時間が長くなり，失血時の対応が難しいと言った欠点もある．この腹腔鏡手術は消化器外科領域において非常に多く行われており，虫垂炎や胆嚢摘出，胃癌や大腸癌の治療などが行われている．他にも産科領域等においても普及している．本研究は消化器外科領域を対象としており，特に大腸癌の治療を行う上で重要である SMA(Superior mesenteric artery：上腸間膜動脈) 等の腸間膜内走行血管の強調表示を目的とする．腸間膜は透明な二重膜の構造をしており，その間を血管が走行している．しかし，食生活などにより腸間膜には多くの場合脂肪の蓄積が見られ，腸間膜内走行血管はその脂肪に埋没している．そのため，非常に不明瞭である．このような背景から本研究では，術者支援のための腸間膜内走行血管の強調表示手法を検討する．

眼底写真や CT からの血管抽出等の研究は数多くなされている．これらは視認できる血管の太さが比較的均一であるなどの理由からテンプレートマッチングなどの手法を用いて抽出を行っている．また，CT 等は信号が絶対値であるため閾値処理を用いた手法が多いが，本研究で用いる画像は照明の当たり具合等に明るさが大きく左右されるため難しい [1) 2)]．本研究の対象である SMA 等の腸間膜内走行血管は，太さや視認できる程度が非常に限られているため，それらを使っての抽出，強調は困難であると考えた．そこで本研究では，既存の血管抽出方法を利用し，対象血管以外を削除することで間接的に強調表示させる方法を検討する．本報告では現在までに行った画像処理の原理，結果を報告する．

2　モルフォロジー演算

本研究ではモルフォロジー演算を利用した．本章ではモルフォロジーの原理について述べる．

2.1　モルフォロジー

モルフォロジーは，鉱石に分布する鉱物の幾何学的特性を評価する方法として，パリ高等鉱山学校の G.Matheron と J.serra によって考案された概念である．鉱石に含まれる鉱物は，その種類に応じて特徴的な形状の粒子になっている．したがって，粒子の断面の画像が「特徴的な粒子の集まりである」という構造を持つと考え，粒子の形・大きさを分析する方法として考

えられたのが始まりである．粒子の形・大きさを分析する最も基本的な方法は，画像中の粒子が形作る図形に，典型的な粒子図形を「はめ込む」ことである．はめ込むことができれば，そこにはその典型的図形で表される粒子が存在する可能性がある．はめ込むことができなければ，そこにはその粒子はない．すなわち，その場所には粒子状図形という構造はないことがわかる．粒子が形作る図形に限らずどんな図形でも，典型的図形をはめ込むことで，その典型的図形が表す構造がないかどうかがわかる．この「はめ込む」操作をオープニングという．またここでいう「典型的図形」は，調べたい構造を表すものという意味で構造化要素という．さらに，構造要素の形やサイズを様々に変化させることによって，元の図形を構成する構造要素のサイズの分布を求めたり，図形からその構造要素の構造を持たない部分を除いて再構成するなどが可能である [3)]．

2.2 オープニング

オープニング (opening) はモルフォロジーの基本となる演算である．画像中の図形に対応する集合 X と，構造要素に対応する集合 B を考える．二値画像の場合，X や B の要素は，それを構成するピクセルの位置を表すベクトルと考える．つまり，二値画像が「白画素の座標」の集合で表されているとする．X の B によるオープニングは，次の性質を持つ．

$$X_B = \{B_z \mid B_z \subseteq X, z \in Z^2\} \tag{1}$$

ここで，B_z は B を z だけ移動したもので，

$$B_z = \{b + z \mid b \in B\} \tag{2}$$

である．

「X の B によるオープニング」は「X からはみ出さないように，B を X の内部でくまなく動かしたときの B の全体の軌跡」であり，「X から，B が収まりきらないくらい小さな部分だけを除去して，その他はそのまま保存する」という作用を表している．つまりオープニングは「画像中の物体から，構造要素よりも小さな部分を除去する作用」であり，はめ込みを具体的に実現する演算である．

2.3 オープニングの分解

式 (1) に示したオープニングは画素毎の演算に分解することができる．ここでは，オープニングをミンコフスキー集合差 (Minkowski set subtraction) とミンコフスキー集合和 (Minkowski set addition)，およびそれぞれから派生する収縮 (エロージョン：erosion) とダイレーション (膨張：dilation) に分解する．ミンコフスキー集合差は

$$X \ominus B = \bigcap_{b \in B} X_b \tag{3}$$

と定義され，集合和は，

$$X \oplus B = \bigcup_{b \in B} X_b \tag{4}$$

と定義される．今，あるベクトル x が X_b に含まれる，すなわち $x \in X_b$ のとき，$x - b \in X$ である．これを使うと，式 (3) の集合差の定義は，式 (5) に示すような画素毎の演算に書き換えることができる．

$$X \ominus B = \{x \mid x - b \in X, b \in B\} \tag{5}$$

また，B の反転 $\check{B}$ を式 (6) のように定義する．

$$\check{B} = \{-b \mid b \in B\} \tag{6}$$

式 (5)，式 (6) から $\check{B}_x = \{-b + x \mid b \in B\}$，$X \ominus B = \{x \mid (-b) + x \in X, (-b) \in \check{B}\}$ となるから，集合差は

$$X \ominus B = \{x \mid \check{B}_x \subseteq X\} \tag{7}$$

と表される．これは，$\check{B}$ が X の内部をくまなく動き回ったときの $\check{B}$ の原点の軌跡であることを示している．集合和については，

$$\bigcup_{b\in B} X_b = \{x+b \mid x\in X, b\in B\} \tag{8}$$

となるから，

$$X\oplus B = \{b+x \mid b\in B, x\in X\} = \bigcup_{x\in X} B_x \tag{9}$$

となる．これは $X\oplus B$ が B のコピーを X 内部のすべての点に貼り付けることで構成されることを示している．

これらの演算を用いて，X の B によるエロージョンを $X\ominus\check{B}$，ダイレーションを $X\oplus\check{B}$ と定義する．

また，エロージョンは式 (7) から

$$X\ominus\check{B} = \{x \mid B_x\subseteq X\} \tag{10}$$

となり，これは，$X\ominus\check{B}$ は B が X の内部をくまなく動き回ったときの B の原点の軌跡であることを示している．

以上の基本演算を用いて，X の B によるオープニング X_B は式 (11) のように分解することができる．

$$X_B = (X\ominus\check{B})\oplus B \tag{11}$$

Fig. 1 においてこの意味を考える．この図で，● は画素を表す．上述の通り，X の B によるエロージョンは「B を X の内部に収まる範囲でくまなく動かしたときの，B の原点の軌跡」であるから，第 1 段階のエロージョンでは，X の内部で，B をはみ出さずに配置できる場所が求められる．さらに第 2 段階のミンコフスキー集合和は，「$X\ominus\check{B}$ の内部の各点に，それぞれ B のコピーを貼り付けたもの」である．したがって X の B によるオープニングは「X からはみ出ないように，B を X の内部でくまなく動かしたときの，B そのものの軌跡」となる．すなわち，オープニングは「X から B が収まりきらないくらい小さな部分だけを除去して，他はそのまま保存する」という作用を表す．

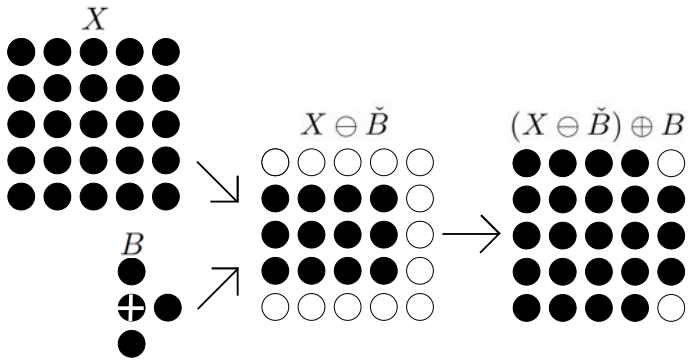


Fig. 1　オープニングの原理

2.4　グレースケールへの拡張

これまでは 2 値画像を用いて説明してきたが，これをグレースケール画像へ拡張する．この場合，画像を陰影を使って定義する．$x\in Z^2$ を画素の位置として，そこでの画素値が $f(x)$ で表されるとき，陰影 $U[f(x)]$ を式 (12) のように定義する．

$$U[f(x)] = \{(x,t)\in Z^3 \mid -\infty < t \le f(x)\} \tag{12}$$

すなわち，2 次元の画像に対して，画像を 3 次元目の座標として，各画素値が各画素での高さになっているような立体を考えるとき，陰影はその立体に相当する．

同様に構造要素についても $g(x)$ と定義すると，f の g によるエロージョン，ダイレーションは，それぞれの陰影を使って 2 値画像の場合と同様に定義される．

$$\{f \ominus \check{g}\}(x) = \inf_{b \in w(g)} \{f(x+b) - g(b)\} \tag{13}$$

$$\{f \oplus \check{g}\}(x) = \sup_{b \in w(g)} \{f(x+b) + g(b)\} \tag{14}$$

これらはそれぞれ，エロージョンは最小値，ダイレーションは最大値に帰着することを示している [3]．つまりオープニングは，中心画素を構造要素内の最小値へ変換した後，最大値へ再変換する演算である．

3 実験

3.1 サンプル画像

本実験では 3 枚の大腸腹腔鏡画像に処理を行った．これらの画像は草津総合病院にて撮影された大腸癌や胃癌の腹腔鏡手術映像から，医師の指導の下，対象となる腸間膜内走行血管が存在する画像を抽出した．ピクセルサイズは 780×480 である．

3.2 実験手順

以下に本実験で用いた画像処理手順を示す．

1. 画像入力
2. RGB 分離
3. 各色成分画像に対して 2 回の平滑化処理
4. 画素値反転処理
5. 3×9 の矩形構造要素を用いたオープニング処理で 8 枚の画像生成
6. 8 枚の画像の同じ位置のピクセルの最小値を新たな画素値として画像生成
7. 画素値反転処理
8. RGB 合成

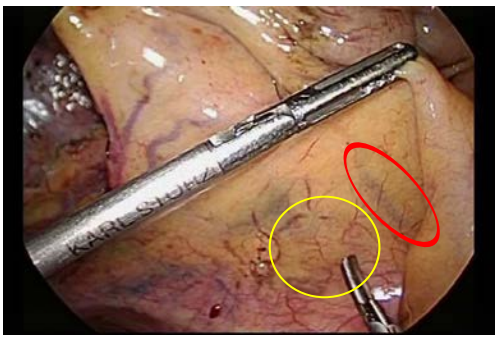
本実験で用いた画像はカラー画像であるため，まず RGB の各成分に分離する．各成分画像に対し，前処理として 2 回の平滑化処理を行う．その後，平滑化画像に対して画素値反転処理を行う．カラー画像を分離した成分画像では，血管は低い画素値であり，オープニングは画素値の大きい部分に対して行う処理であるため，ここで反転処理を行う必要がある．そして 3×9 の構造要素を 0° から 22.5° おきに 157.5° まで傾けながらオープニングを行う．これによりそれぞれの方向の表在血管などの細かい血管は強調され，その他は保存される．これらの生成された 8 枚の画像の同じ位置のピクセルの最小値を画素値として持つ新たな画像を生成する．つまり，それぞれの角度成分の画像ではその方向の表在血管が強調され，そのほかの成分に対しては強調されないため，8 枚の画像から最小値をとることで表在血管の削除画像が得られる．

3.3 実験結果

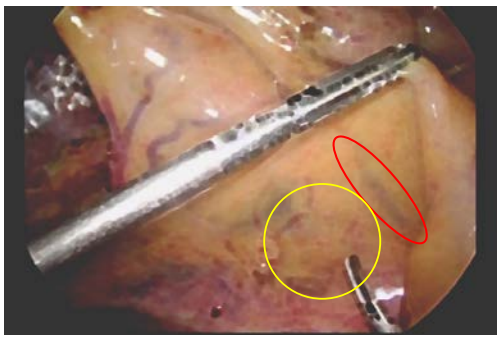
以上の手順で実験を行った．Fig. 2 に 3 枚のサンプル画像に対する処理結果を示す．
黄色で囲んだ部分は，強調を目的としない表在血管であり，赤色で囲んだ部分が強調を目的とする腸間膜内走行血管である．サンプル 1，2，3 すべてにおいて表在血管をほぼ削除することができた．しかし，画素値が極端に高い部分や，周辺組織との画素値の差が小さい部分の血管については削除ではなく平滑化がかかったような状態になってしまった．これはグレースケールに対するオープニングは中心画素を最小値に置換後，最大値に置換するという特性上のものであると考えられる．対象血管については直接の強調効果は得られていないが，周辺の微小構造や表在血管を削除することで，間接的な強調効果に一定の効果が確認できたと考えられる．

4 まとめと今後の展望

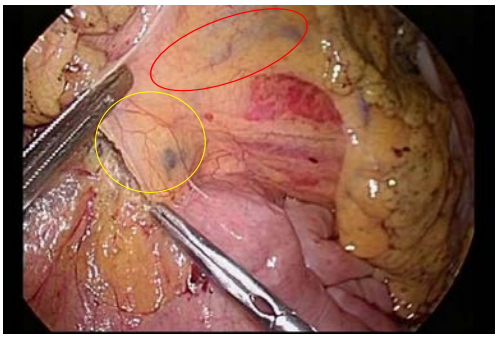
前回の発表では，RGB 成分間の演算により強調効果が得られるかについて述べたが，対象血管だけでなく，表在血管，その他の組織まで強調してしまい．非常に見づらい画像となってしまった．今回は各色成分間の演算ではなく，各色成分ごとに処理を行い，最後にカラー画像



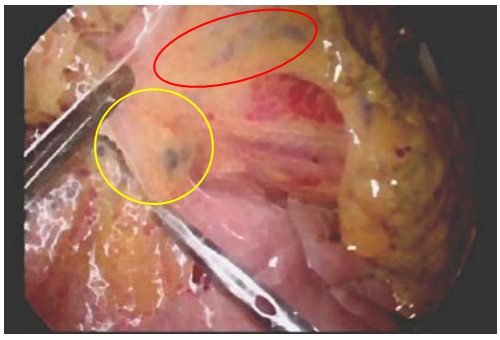
(a) サンプル画像 1 原画像



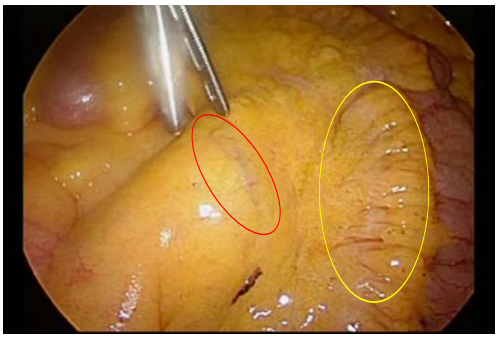
(b) サンプル画像 1 処理結果



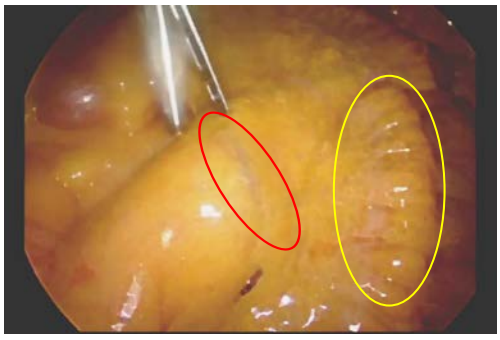
(c) サンプル画像 2 原画像



(d) サンプル画像 2 処理結果



(e) サンプル画像 3 原画像



(f) サンプル画像 3 処理結果

Fig. 2　サンプル画像と処理結果

へ合成することで，原画像のような立体構造を残したまま処理することができたため，前回ほどの違和感はないように思われる．今回行った処理は RGB 各成分に対しての同じ構造要素を用いたオープニング処理である．表在血管の削除に各角度成分の最小値を取ることで，その周辺組織になじむような血管削除を行うことができた．しかし，今回は各色成分に対し同じサイズの構造要素を用いたオープニングを行った．今後は各色成分にどのような構造要素が含まれているかを検討し，それぞれの成分に対してどのような処理が適切なのかを検討する予定である．また，実験結果において一定の効果が確認できたと述べたが，今回の結果はまだ医師へ提示していないため，医師の目線から強調効果が得られているかは確認できていない．今後，医師からの評価，フィードバックを得られるようミーティングを設けたい．

参考文献

1) 漆間正太. 眼底画像における血管領域の抽出法-drive db による評価-. 信学技報, 1 2012.

2) 重本加奈恵. 3 次元結節・血管モデルとテンプレートマッチングを用いた胸部 x 線 ct 画像からの結節陰影の高速認識. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, 2013.

3) 浅野晃. 非線形画像・信号処理 モルフォロジの基礎と応用. 丸善, 2010.

起床検知システムにおける識別手法の検討

佐藤 琢磨
Takuma SATO

背景：身体拘束禁止規定に伴い，ベッドにおける患者の状態を把握する必要が生じている．

研究目的：就床，離床，寝返り，転落の予知や検知を行う．

発表の位置づけ：睡眠時における信号の特徴を検討する．

方法：圧電セラミックセンサから得られた信号を移動平均処理後，積分を行う．

結果：積分処理後の波形から，就床，離床，寝返りの状態を識別できることが示唆された．

1　はじめに

日本をはじめとする先進国では高齢社会が深刻な問題となっている．これに伴い，病院に入院する高齢者の割合が増加し，ベッド転落事故の増加が懸念されている．全国の総合病院を対象とした統計によれば, 転倒転落事故は, 注射事故に次いで 2 番目に発生頻度が高い医療事故となっている [1]．ベッド転落は，骨折や脳内に重篤な障害をもたらすクモ膜下出血などの損傷をきたすことがあり，本来の治療に要する日数以上に入院が長くなることや，在宅への復帰が困難になる事例も報告されている [2]．これらは，医療訴訟に発展することもあり [3] 患者の転落防止は臨床の現場において重要な課題となっている [4]．それらを防止するために，医療機関では身体拘束を行うこともあるが，現状では患者の生活の質の観点から難しい [5]．そのため，昼夜を問わず看護師の定期的な見廻りが行われている．しかし，定期的な見廻りや看護計画だけではベッド転落事故を完全に防げておらず [3]，より効果的な対策を講じなければならない．そのため様々な転落検知システムが開発され，臨床の現場で利用されている．商品化されている検知システムとしては，圧力センサを埋め込んだマットをベッドの下に置くものや，クリップ式のセンサを衣服にとりつけるものなどがある [6] [7]．事故の多くは看護師が少ない夜間に発生する場合が多く，発見が遅れ重篤な状態に陥る危険がある．これらの検知システムはこの危険を防ぐことに有用であるが，転落の予兆を検知し転落自体を防ぐことはできない．そこで，本研究は転落の予兆動作と考えられる寝返りや就床，離床に関して検知を行うことを目的とする．

2　臨床における身体拘束

1999 年に身体拘束禁止規定が「生命又は身体を保護するため緊急やむ得ない場合を除き」という例外を認めた上で厚生省から発令された．また，2000 年に介護保険制度が導入され，高齢者介護における福祉サービスは「措置」から「契約」という体制に大きく変革し高齢者の権利が尊重され，サービスの自己選択・自己決定が強調されるようになってきた．これらを受けてのために行われる身体拘束は，人権擁護の観点から問題があるばかりではなく，高齢者の QOL を損なう危険性，身体機能の低下，寝たきりになる恐れがあるとして，原則禁止された [8]．臨床の現場で実際，どのような行為が身体拘束として考えられているかを調べた調査がある．義本は看護師，介護福祉士を対象に調査を行い,「徘徊しないよう，車椅子や椅子，ベッドに体幹や四肢をひも等で縛る」,「転落しないよう，ベッドに体幹や四肢をひも等で縛る」,「自分の意志で開けることのできない居室等に隔離する」,「徘徊等があるため居室の施錠を行う」等が,「やむを得ない拘束」ではなく,「拘束」として捉えられていることを明らかにした [8]．このような社会背景から，患者を拘束することなくベッドにおける患者の危険をする検知する状態検知システムが様々研究，開発され，臨床の現場で利用されている．

3　システム

ベッドにおける状態検知システムとは患者や被介護者がベッドから離床，就床，寝返り，転落したことを，看護師や介護者に通報するシステムのことである．このシステムにより，徘徊や転落に対し早期の発見や対応を行うことができる．以下にシステムの概要を示す．

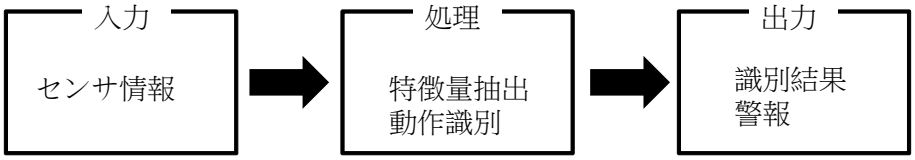


Fig. 1　システム概要

1. 患者の離床，就床，寝返り，転落動作
2. センサから情報を取得
3. 動作識別
4. 警報

これらのシステムが検知の対象にしている動作やバイタル信号は，離床，就床，寝返り，転落，体位，呼吸数，脈などである．またこれらのシステムはハード面から「衣服に装着する手法」と「周囲の環境に埋め込む手法」の 2 種類に分類することができる．

3.1　衣服に装着する手法

衣服に装着する代表的な手法にクリップセンサを用いた手法がある．これは患者の衣服にひもがついたクリップセンサを取り付け，離床や転落によりクリップが外れるとナースコール等で看護師や介護者に通報される．また衣服に発光ダイオードを取り付ける手法も考案されている [9]．発光ダイオードを用いた手法では患者の動きを光の移動として検出する．寝返りを打つと光は円の軌跡を描き，ベッドから起き上がりベッドから抜け出すと光が観測できなくなる．このことを利用して患者の状態を識別する．看護師の話によるとこれらの手法は，寝返り動作でセンサが衣服から外れてしまったり，患者が不快に感じ外してしまったりと誤検知や測定中断につながるといった課題がある．看護師は誤検知のたびに患者のもとに駆け付ける必要があり，看護師の業務に支障をきたす．また無意識にセンサを破壊してしまう事例も起きている．

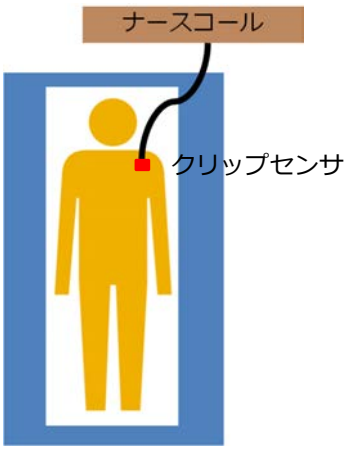


Fig. 2　クリップセンサ

3.2　周囲の環境に埋め込む手法

衣服に取り付けるセンサの問題を解決するために，ベッドなどの周囲の環境にセンサを埋め込む手法が考案されている．例えば圧力センサを敷き詰めたマットをベッドの下に敷いて，この圧力分布の変化から起床，寝返りを検知する手法[10]や，カメラから患者の画像を取得し2値化しニューラルネットワークを用いて識別する手法[11]などである．すでに商品化されているシステムも存在している．例えば，きんでんの生活リズムモニタリングシステム「ミルコン」はベッド上での微細な振動を捉え、平常と異なるパターンを検出すれば迅速にナースセンターに通知するシステムである[12]．日立パワーソリューションズの健康モニタリングシステム「あいマット」はベッドシートや布団の下に敷くエアマットを通して体から発する音 (脈度・呼吸度・いびきの成分) や体の動き (離床・体位変換) をモニタリングするシステムである[13]．きんでんのシステムは離床検出センサ 30 台を一式として約 750 万円の導入費用がかかる．また日立パワーソリューションズの健康モニタリングシステム「あいマット」は約 100 万円の費用がかかる．これらに代表される既存のシステムは，高価であるうえに，操作にある程度の専門知識が必要とされる．そのため臨床の現場ではあまり普及していない[14]．しかしこれらのシステムの導入には 100 %には至らないが徘徊，転落が防げたという事例があり，有用性が認められている[15]．これらの背景から，臨床の現場ではより高精度で安価なシステムが求められているといえる．

4　提案手法

ベッドの脚 4 本に圧力センサを取り付けるシステムを考える．センサ数を 4 個にすることで，安価に設計することができる．これは周囲の環境に埋め込むシステムである．

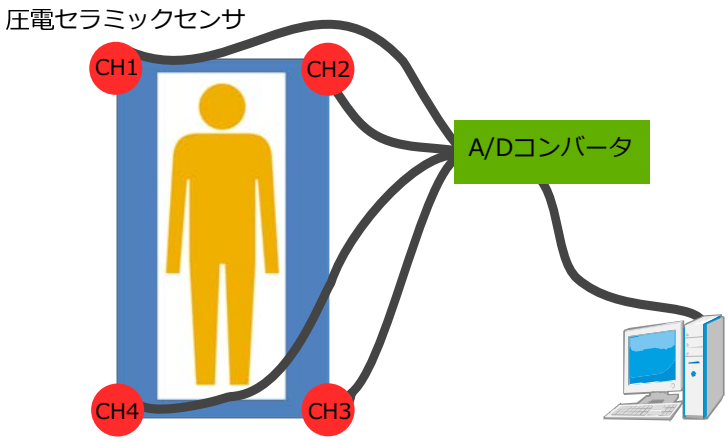


Fig. 3　システム概要

このセンサには起床検知のために開発された価格の高いセンサではなく，市販に出回っている安価な圧電セラミックスセンサを用いる．圧電セラミックセンサは圧力がかかると圧力の変化量に比例した電圧を発生させる．また，圧力に変化が生じない場合は電圧が生じず，圧力が緩むと符号が反転した電位を発生させる．

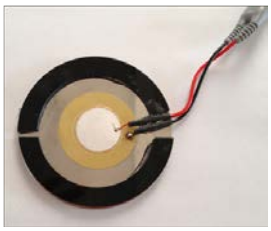


Fig. 4　圧電セラミックセンサ

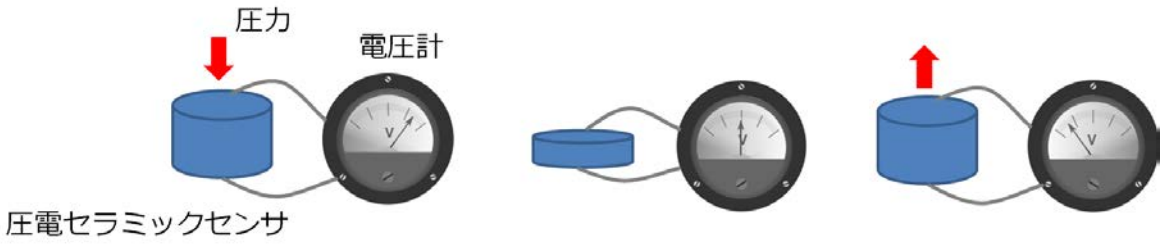


Fig. 5　圧電セラミックセンサの原理

このセンサから，サンプリング周期を 1ms とし圧力変化を時系列データとして取得する．Fig. 6 に取得した波形を示す．

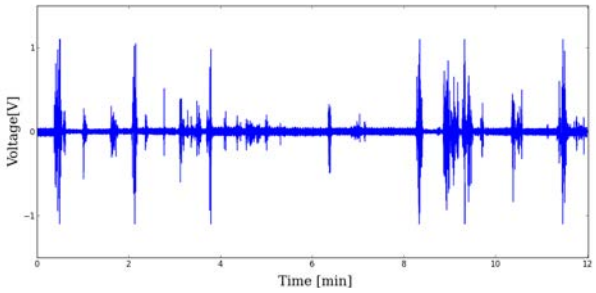


Fig. 6　取得波形

得られた信号をもとにベッド転落の予兆と考えられる寝返り，離床，就，安静時の検知を行う．寝返りとは体が回転するする動作で，被験者から見て反時計回り，すなわち Fig. 4 における CH1 から CH2 の方向に寝返りすることを「左方向への寝返り」と定義し，これとは逆方向に回転する寝返りを右方向への寝返りと定義する．また，離床とは被験者がベッドから離れる動作，就床とはベッドに入る動作，安静状態とは就床後上記の動作を行っていない状態と定義する．

4.1　前処理

Fig. 7 に前処理の手順を示す．寝返りの方向を検知するために，右上部の CH1 と左上部の CH2 の差をとり，新たな波形を作った．次にこの波形のノイズを除去するため，ローパスフィルタである移動平均処理を行い，その後，積分処理を行った．

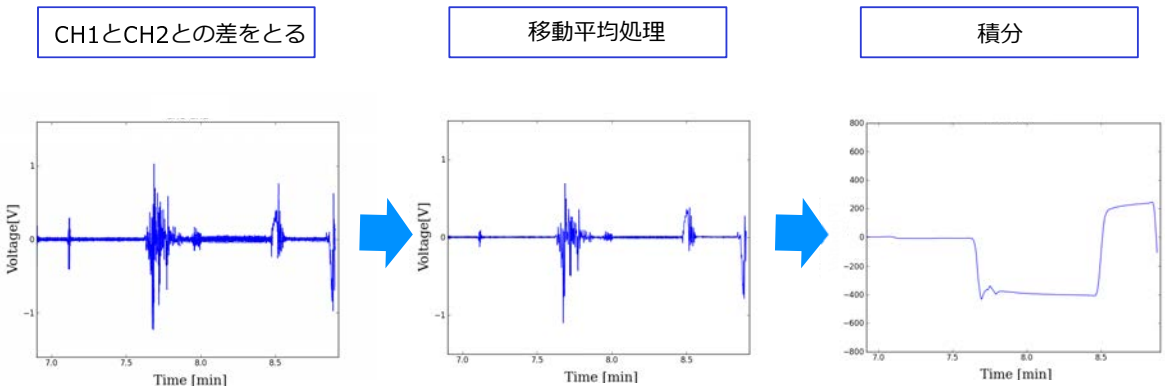
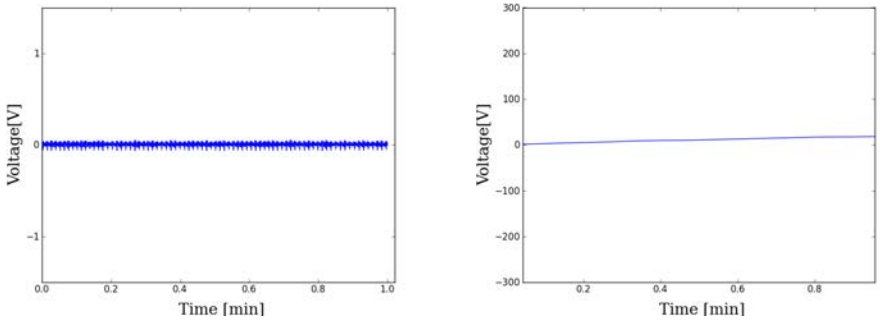


Fig. 7　前処理

5　各動作における積分波形の特徴

5.1　安静状態

安静状態における波形を前処理前前処理後の波形を Fig. 8 に示す．移動平均処理後に積分処理を行うことで，ノイズが除去され一定の値を取り続ける．

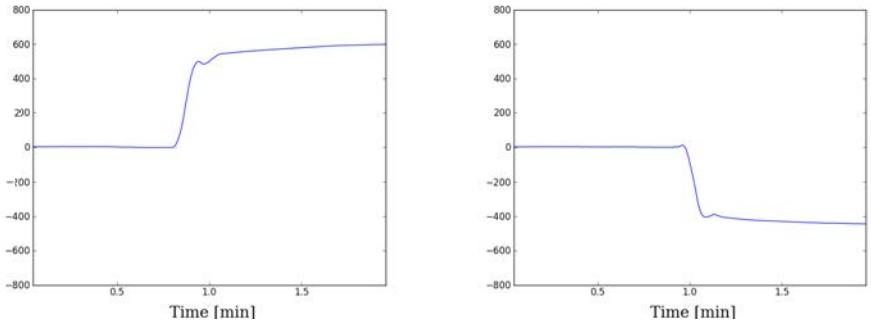


(a) 前処理前　　(b) 前処理後

Fig. 8　安静状態

5.2　寝返り波形

左方向への寝返り，右方向の寝返りにおいて積分処理を行った波形を Fig. 9 に示す．右方向への寝返りでは寝返り時に波形の振幅が減少し，その後一定の値を取り続ける．左方向への寝返りでは寝返り時に波形の振幅が増加し，その後一定の値を取り続ける．これらのことから，Fig. 4 における CH1 側から CH2 側に移動すると振幅が増加，CH2 側から CH1 側に移動すると減少するといえる．一定値を取り続けている部分は寝返り動作が終わり，安静状態をとっていることを意味する．



(a) 左方向の寝返り　　(b) 右方向への寝返り

Fig. 9　寝返り動作

5.3　就床波形

就床動作において積分処理を行った波形を Fig. 10 に示す．Fig. 10 に示した就床動作は Fig. 4 における CH1 から CH4 の方向からベッドに入った時の波形である．振幅が減少後，増加に転じる．減少時，被験者は CH1 から CH4 側に手を付きベッドに入り，その後左方向への寝返り動作を行いベッドの中心に移動した．振幅が減少を示した理由として，CH1 から CH4 側に手をついたため，CH1 から CH4 側の圧力が増加したためだといえる．その後，振幅が増加を示した理由として CH1 から CH2 側へと寝返りを行ったためだといえる．

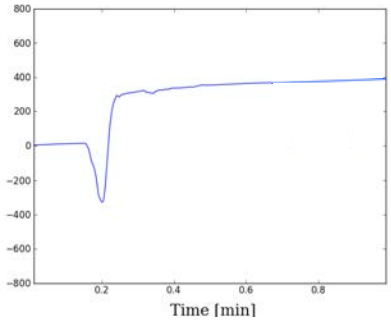


Fig. 10　就床動作

5.4　離床波形

離床動作において積分処理を行った波形を Fig. 11 に示す．Fig. 11 に示した就床動作は Fig. 4 における CH1 から CH4 の方向からベッドから離床した時の波形である．振幅が減少後，増加に転じる．振幅が減少を示した理由として，右方向への寝返りをしたためだといえる．その後，振幅が増加を示した理由として，離床動作により CH1 側の圧力が減少したためだといえる．

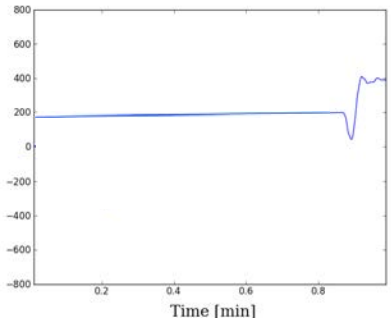


Fig. 11　離床動作

6　まとめと今後の展望

介護保険制度の導入により，ベッド転落や認知症患者の徘徊を防止するため患者の身体拘束が原則禁止された．現在，医療機関や福祉施設では事故防止のため，昼夜を問わず見廻りが行われているが事故を完全には防ぐことができていない．この対策として患者のベッドの状態をモニタリングする様々なシステムが考案されている．しかし，これらのシステムは導入コストが高額なもの，患者の衣服に取り付けるため外れやすく誤検知につながるものなど課題がある．そこで，費用の安価な圧電セラミックセンサをベッドの 4 つ脚にそれぞれ取り付けて得られた信号を用いて，各動作ごとの波形の特徴を考察した．今後はこの特徴を用いて，状態の識別を行っていく．

参考文献

1) 稲吉啓, 鐘科, 田中征夫. A 病院における転倒転落アセスメント・スコア・シートの改善に関する研究. 朝日大学経営論集, Vol. 24, pp. 1–11, 2010.

2) 山下茂子, 井坂茂夫, 田中美代子, 藤田敬子, 松田浩子, 山本利子, 市村小百合, 中村早苗, 秋元恵子. 転倒転落防止に対する看護師の意識調査. 日本農村医学会雑誌, Vol. 55, No. 5, pp. 472–479, 2007.

3) 奥津康祐. 医療事故遭遇患者・家族のもつ感情: 訴訟事例から. 2011.

4) 荒井秀典, 長尾能雅, 森本剛, 坪山直生. 3. 大学病院における転倒対策と転倒原因の解析. 日本老年医学会雑誌, Vol. 48, No. 1, pp. 36–38, 2011.

5) 厚生労働省. 身体拘束ゼロへの手引き, 2001.

6) 株式会社メディカルプロジェクト. 離床センサー分類. http://www.medicpro.co.jp/posey01.html(2013.12.10).

7) 株式会社ホトロン. 離床センサー 体動コール うーご君. http://www.hotron.co.jp/product02_3.php?i=92(2013.12.10).

8) 義本純子. 高齢者施設における身体拘束廃止に関する介護・看護職員の意識について. 北陸学院短期大学紀要, Vol. 40, pp. 113–122, 2008.

9) 寺戸敏彦, 藤原修. 発光マーカを用いた寝床上の体動監視法. 電気学会論文誌 A (基礎・材料・共通部門誌), Vol. 125, No. 8, pp. 683–691, 2005.

10) 西田佳史, 武田正資, 森武俊, 溝口博, 佐藤知正. 圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測. 日本ロボット学会誌, Vol. 16, No. 5, pp. 705–711, 1998.

11) 佐藤公信, 竹田史章, 白石優旗, 池田理恵. ニューラルネットワークを用いた起床検知システムの開発. 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌), Vol. 128, No. 11, pp. 1649–1656, 2008.

12) きんでん. 見守り支援システム「ミルコン」. http://www.kinden.co.jp/business/keiso/keiso10.html(2013.8.21).

13) 日立パワーソリューションズ. 健康モニタリングシステム「あいマット」. http://www.hitachi-power-solutions.com/products/product03/p03_27.html(2013.8.21).

14) 田中幹也, 春山和男, 山田陽, 若佐裕治, 明石卓也. 超音波レーダと電灯線通信を用いた高齢者用移動確認システム. IT ヘルスケア誌, Vol. 2, No. 2, pp. 95–103, 2008.

15) 真塩紀人, 小林由美子, 高橋健治, 平林弦大. 375 離床センサー導入の試み: 当院における転倒・転落予防の一策. 理学療法学, Vol. 34, p. 188, 2007.